

UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA
CÁTEDRA DE OPERATORIA DENTAL



EVALUACIÓN DE LA MICRODUREZA VICKERS DE UNA RESINA COMPUESTA POLIMERIZADA CON CUATRO TÉCNICAS DE FOTOACTIVACIÓN

Trabajo de Investigación
Requisito para Optar al
Titulo de Cirujan-Dentista

Alumnos:

Diego Criado Palomino
David Tapia Bustos

Docente Guía:

Prof. Dr. Milko Villarroel Cortés.

Docente Colaborador:

Prof. Dr. Claudio Jorquera Pulgar.

Valparaíso - Chile
2005

Esta tesis esta especialmente dedicada a mis padres, ya que, sin su apoyo y confianza depositada en mi, nada de esto hubiera sido posible.

No existen palabras para agradecer la enorme oportunidad de haberme permitido estudiar, siendo ésto la mayor herencia que me pudieran dejar. Sus constantes estímulos y preocupación me han ayudado a cumplir la meta de titularme de cirujano dentista, lo que me complace plenamente.

Además es imposible resumir en estas pocas palabras los innumerables momentos vividos durante este periodo. Creo, uno de los mas importantes de vida.

A mis hermanos Sebastián y Rafael, por su constante preocupación y por vibrar frente a cada uno de mis logros.

Diego Criado Palomino

A mis padres, Juan y Aurora, que con mucho esfuerzo, sacrificio y cariño me entregaron lo más valioso que podían, mi educación. Papitos jamás me aburriré de decirles que los amo mucho, y gracias por todo lo que hicieron por mí, de verdad, gracias.....

A mis hermanos Claudio, Carolina y Camilita, por el apoyo incondicional a su hermano, incluso en los momentos adversos.

A mis amigos, compañeros y hermanos de universidad: Marco, Nelson, Dago y Pablo; acompañantes incondicionales en este largo y tortuoso calvario que es la universidad. Lloramos, reímos, sufrimos y por fin terminamos.....

A mis amigos de Tesis, Diego y Milko, con quienes empecé a trabajar hace varios meses atrás en esta gran obra, “nuestra tesis”, y que por fin la terminamos.

Y finalmente a quien alguna una vez me dijo: “Uds. no lograrán hacer la tesis de esa forma, viajando a Brasil....”, pero sólo una cosa puedo decir y responder en este momento: “¡¡¡ Así se hacen las tesis !!!”

David Tapia Bustos

AGRADECIMIENTOS

A nuestro docente y amigo, el Dr. Milko Villarroel, por guiarnos constantemente, por transmitirnos su experiencia, por introducirnos en el mundo de la ciencia y, finalmente, por darnos la oportunidad de realizar la parte experimental de nuestra tesis en la Universidad Estadual de Ponta Grossa, Brasil.

Al Dr. Claudio Jorquera, docente colaborador de la tesis, por su gran aporte en conocimientos y correcciones.

Al Dr. Joao Carlos Gomes, profesor jefe de maestría de la Universidad Estadual de Ponta Grossa, Brasil. Por facilitarnos los laboratorios y equipamiento para realizar las pruebas de microdureza.



A la Dra. Andrea Sousa, por su gran gestión como profesora de intercambio, su amistad, su hospitalidad y por hacernos sentir como en casa.

A Enrique y Luana, alumnos de último año de la UNICEP, Brasil. Por habernos recibido en su casa, con gran hospitalidad y amabilidad.

Al Dr. Fernando Weiss, por su colaboración y buena disposición para ayudarnos en toda la parte estadística de nuestro estudio.

Y a todos los que confiaron en nosotros y nos brindaron un real y sincero apoyo durante este largo proceso, que hoy al concluir, nos llena de alegría.

ÍNDICE

CONTENIDOS	PÁGINAS
 Introducción	1
 Marco Teórico	3
I. Historia de las resinas compuestas	3
II. Composición de las resinas compuestas	5
1. Sistema resinoso y matrices	5
1.1 Sistema resinoso	5
1.2 Activador	7
1.3 Sistemas de iniciación – activación	7
1.4 Sistema de inhibición	7
1.5 Agente de unión	7
1.6 Partículas de carga	8
1.7 Modificadores ópticos	9
III. Clasificación de las resinas compuestas	10
1. Clasificación según tipo y tamaño de partículas	10
1.1 Resinas compuestas de macropartículas	10
1.2 Resinas compuestas de micropartículas	10
1.3 Resinas compuestas híbridas o microhíbridas	11
2. Clasificación según el tipo de activación	12
2.1. Resinas compuestas polimerizadas químicamente	12
2.2. Resinas compuestas fotoactivadas	13
IV. Proceso de polimerización	14
1. Fotopolimerización de la resina compuesta	14
2. Fases de la Polimerización (Punto Gel, pre-gel y post-gel)	15
3. Grado de conversión	16
V. Intensidad, potencia y energía	18
VI. Fotopolimerizadores	21
1. Tipos de fuente de energía	21
1.1. Lámparas halógenas	21
1.2. Arco de plasma de xenón	22
1.3. Láser de argón	22
1.4. Lámparas emisoras de diodos (LEDs)	22

CONTENIDOS	PÁGINAS
VII. Métodos de fotoactivación	26
1. Curado Continuo	26
1.1. Curado Uniforme Continuo o Convencional	26
1.2. Curado En Pasos (Stepped) - Técnica de inicio blando	26
1.3. Curado En Rampa (Ramped) - Técnica de polimerización incremental	27
1.4. Curado de Pulso de Alta Energía	27
1.5. Curado Convencional Modificado	28
2. Curado Discontinuo	28
2.1. Curado En Pulso Diferido (Pulsed Delay)	29
VIII. Microdureza en resinas compuestas	30
1. Dureza superficial	30
1.1. Dureza Vickers (VHN)	31
1.2. Método de Testeo Vickers	32
 Hipótesis y Objetivos	34
 Materiales y Métodos	35
 Resultados	43
 Discusión	48
 Conclusiones	51
 Sugerencias	52
 Resumen	53
 Referencias bibliográficas	54
 Anexos	60

INTRODUCCIÓN

Desde la introducción de la resina compuesta fotopolimerizable en la década del 70, un sinnúmero de tipos y marcas comerciales de composites y fotopolimerizadores han sido lanzados al mercado. Este material ha sufrido muchas mejoras en su composición y por ende en sus propiedades mecánicas, dando como resultado un material de mayor versatilidad.

Una de las finalidades de los aparatos fotopolimerizadores es promover un adecuado grado de conversión en toda la extensión del material restaurador. Este hecho está directamente relacionado con la dureza, que es extremadamente importante para asegurar buenas propiedades físicas y mecánicas del material, aparte de minimizar el riesgo de una polimerización insuficiente que en muchas situaciones puede promover toxicidad pulpar debido a los monómeros residuales no polimerizados.

Muchos factores pueden influenciar en la dureza, entre los cuales podemos citar la composición de la resina compuesta, tipos de fotopolimerizador, color de la resina compuesta, tipo y tiempo de polimerización, profundidad de polimerización, intensidad de la luz y longitud de onda, entre otras.

La intensidad de luz es un factor que debe ser tomado en consideración, ya que es preciso una intensidad mínima para una eficiente polimerización. En general, se señala que cuanto mayor sea la intensidad de la luz, mayor es el número de fotones emitidos, resultando en una mayor y más rápida polimerización lo que se traduce en menor tiempo clínico utilizado, por eso, una alta intensidad de luz aumenta el estrés de contracción (Villaruel, 2003b). Una intensidad de luz graduada es indicada para que haya una correcta fotopolimerización. (Kawaguchi, 1994). Rueggeberg, et al, en 1994, relató que la intensidad de un fotopolimerizador debería ser mayor que 280 mW/cm^2 , posteriormente otros autores anunciaron que para realizar una adecuada polimerización para incrementos de 2 mm era necesaria una intensidad superior a 400 mW/cm^2 .

Nuevos sistemas de fotopolimerización han sido lanzados al mercado, los cuales se diferencian por el tipo de fuente de energía, variaciones en la banda de la longitud de onda, tipo de pulso e intensidad de luz. El sistema a base de luz halógena es el más empleado para la polimerización de resinas compuestas. Este sistema presenta una bombilla de cuarzo tungsteno halógena la cual emite luz visible e infrarroja. La mayor parte de estos rayos es retirada a través de un filtro. La desventaja de este sistema es la degradación de los componentes provocada por la generación de calor y la inadecuada mantención de los aparatos por parte de los clínicos lo que disminuye la eficiencia durante la fotopolimerización.

Los sistemas a base de LEDs (Diodos Emisores de Luz) surgieron como una nueva alternativa de fotopolimerización, presentando innumerables ventajas como: no necesitar del uso de filtros, presentar un estrecho espectro de emisión, mayor tiempo de vida útil, el menor consumo de energía y la programación para diferentes técnicas de fotopolimerización.

Aunque los diferentes métodos de aplicación de luz desarrollados para la fotopolimerización contribuyen principalmente a disminuir el estrés de contracción de una resina

compuesta, no hay que dejar de lado el efecto que estos producen sobre las propiedades físico-mecánicas del composite entre las cuales se encuentra la microdureza.

Es por esto que son necesarios estudios de evaluación de la dureza superficial de una resina compuesta cuando es sometida a la influencia distintas técnicas de fotopolimerización.

MARCO TEÓRICO

I. HISTORIA DE LAS RESINAS COMPUESTAS

En los dientes anteriores, el objetivo principal siempre fue confeccionar restauraciones del color del diente original. Durante la primera mitad del siglo XX, los únicos materiales del color del diente que se utilizaban como materiales estéticos en la odontología eran los silicatos (Phillips, 2004). En ese periodo se acreditaba que los valores persistentemente bajos de pH llevarían a lesiones pulpares. Por eso se procuraba tamponar el efecto ácido con una base de hidróxido de calcio básico. Estos cementos aparecieron en 1871 y se obtenían haciendo reaccionar el ácido fosfórico con partículas de vidrio solubles en ácido que formaban una matriz de gel de sílice con partículas de vidrio residuales. Los silicatos liberaban flúor pero sufrían un desgaste muy rápido e importante (Phillips, 2004). Además, eran frecuentes los fracasos clínicos precoces, debido generalmente a la sensibilidad a la humedad, solubilidad en los líquidos orales, pérdida de translucidez, agrietamiento superficial y la falta de propiedades mecánicas adecuadas. Estos inconvenientes llevaron al abandono de uso de estos materiales (Sturdevant, 1996; Craig, 1998; Silva, 2002).

Las resinas acrílicas reemplazaron a los silicatos a finales de los cuarenta y principios de los cincuenta (Phillips, 2004). Específicamente, en 1933 aparecen las resinas acrílicas que fueron desarrolladas y divulgadas como una mejor alternativa de tratamiento. Las resinas acrílicas eran solamente compuestos resinosos de metil-metacrilato (MMA) de polimerización por activación química, sin relleno, similares a las resinas para prótesis totales. Estas resinas eran suministradas como un sistema polvo-líquido, donde el polvo era compuesto de partículas poliméricas de PMMA (poli metil meta acrilato) y aceleradores de amina terciaria, mientras el líquido contenía monómeros de MMA e iniciadores como el peróxido de benzoilo. Algunas de sus características de las resinas acrílicas eran color parecido al diente y más estable que los silicatos, menos solubles en los tejidos orales, facilidad de manipulación, bajo costo (Phillips, 2004) y más resistentes a las fracturas, aunque su fracaso clínico se debía fundamentalmente a una baja resistencia al desgaste, alta infiltración marginal (Phillips, 2004), inestabilidad dimensional, alta contracción de polimerización (8%), alto coeficiente de expansión térmica y pobres propiedades mecánicas, ya que el PMMA no era lo bastante fuerte para soportar las cargas oclusales. Para evitar el alto coeficiente de expansión térmica se incorporó relleno (polvo de cuarzo), para formar una estructura compuesta. Acá el relleno ocupaba espacio, pero no formaba parte de la reacción. Con todo esto se producía una adaptación marginal deficiente con las consecuentes recidivas de caries (Sturdevant, 1996; Craig, 1998; Chain y Baratieri, 2001; Silva, 2002).

Ante las innumerables desventajas de los anteriores materiales restauradores, surgieron las resinas compuestas o composites. Las primeras resinas compuestas basadas en PMMA, no tuvieron mucho éxito, ya que las partículas de relleno estaban en el volumen del polímero, pero sin estar conectada a éste. Al producirse esta fase de separación entre la matriz de resina y el relleno, debido a que este relleno se retenía mecánicamente en la resina, se predisponía a la resina compuesta a una mayor microinfiltración, aumento de las tinciones y menor resistencia al desgaste (Phillips, 2004). El avance más importante se produjo cuando el Dr. Rafael Bowen

desarrolla un nuevo tipo de resina compuesta, que estaba compuesta por el Bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) una resina dimetacrilato y un agente de conexión de silano orgánico que producía la adhesión entre la resina y el relleno (Bowen, 1963; Chain y Baratier, 2001; Nagem, 1993; Phillips, 2004).

Como sustituto del MMA, fue propuesto un material basado en una resina epóxica. Sin embargo, como este material endurece con mayor dificultad en ambientes húmedos, se mostró inviable para el uso clínico, razón por la cual, Bowen anexó un grupo glicidil metacrilato a cada extremidad de la molécula de Bisfenol A. Una ventaja adicional de la molécula sintética llamada Bis-GMA es que las extremidades que poseen los grupos de metacrilato forman una estructura reticulada cuando se produce la polimerización de la molécula de Bis-GMA. La molécula de Bis-GMA es mayor que la de MMA, por consecuencia el número de uniones dobles por mililitro de monómero es menor para el Bis-GMA. Por la disminución del número de uniones dobles por mililitro, la contracción de polimerización de los materiales basados en Bis-GMA es menor que aquellas basadas en MMA. (Silva, 2002). Así mismo, las resinas compuestas son definidas como una combinación de materiales, comúnmente formada por constituyentes insolubles entre sí (Baratieri, 1998).

La primera resina compuesta disponible comercialmente fue introducida en 1964, con el nombre de Advent (3M) siendo presentada en una forma de polvo y líquido. En 1969, fue lanzada la resina compuesta Adaptic (Johnson & Johnson), siendo la primera disponible en sistema pasta / pasta. Esta resina se tornó extremadamente popular, dominando el mercado mundial y hasta el día de hoy es utilizada en algunos procedimientos clínicos. (Baratieri, 1998).

En 1978, aparecen las primeras resinas fotopolimerizables, sin embargo, a pesar de ello, aparecen problemas como la sensibilidad post operatoria, desgaste, contracción de polimerización e infiltración marginal, que aún están presentes en algún grado (Silva, 2002; Villarroel, 2003a).

Lógicamente las resinas compuestas vienen cada año sufriendo mejoras significativas en lo que se refiere a sus propiedades físicas y mecánicas, lo que genera fórmulas cada vez mejores que las antecesoras siendo, por ejemplo, veinte veces más resistentes al desgaste que las fórmulas originales (Chain y Baratieri, 2001).

II. COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

El término material compuesto puede definirse como “una sustancia resultante de la combinación de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales” (Silva, 2002).

Los modernos materiales de restauración contienen un sinnúmero de componentes los que se exponen en la Tabla I. Los principales constituyentes son la matriz de resina y las partículas inorgánicas de relleno. Además de estos dos constituyentes, se requieren otros componentes para lograr la efectividad y durabilidad del material. Es necesario un agente de unión (silano) para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un iniciador – activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad, color y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la Hidroxiquinona) (Phillips 1998).

1. Sistemas resinosos y matrices

La mayoría de las resinas compuestas actuales emplean una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos, como el Bis-GMA (más utilizado), el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y el dimetacrilato de uretano (UDMA) (Phillips, 2004). La matriz de los composites consiste en varias uniones químicas dentro de las cuales la más importante es la resina, a esta mezcla se suman sustancias químicas que inician el proceso de polimerización o evitan que el material se autopolimerice cuando se encuentra almacenado. Aparte de eso la matriz también recibe uniones que mejoran la calidad estética de la resina. (Silva, 2002).

Antes de la polimerización, los monómeros se mantienen apenas juntos por fuerzas de Van der Waals, con una mínima energía potencial de separación. Esto hace que durante la polimerización se produzca una contracción de volumétrica dentro de la resina (Phillips, 2004).

1.1. Sistemas resinosos:

BisGMA

La molécula de BisGMA (Fig.1) dispone de dos grupos hidroxilos y dos núcleos bencénicos centrales. Los anillos bencénicos refuerzan la parte media de la molécula, en cuanto que los grupos hidroxilos se unen a los grupos hidroxilos de la molécula vecina de BisGMA, por medio de puentes de hidrógeno. Con esto el BisGMA se torna un monómero muy viscoso. La alta viscosidad dificulta la sedimentación de las partículas de carga, pero al mismo tiempo dificulta la incorporación de grandes volúmenes de la misma. Como la adición de partículas de carga aumenta cada vez más la viscosidad del material, la viscosidad del monómero de BisGMA debe ser disminuida con un monómero poco viscoso. Un monómero muchas veces usado con esta finalidad es el trietilenoglicol-dimetacrilato (TEGDMA) (Graig, 1998; Silva, 2002).

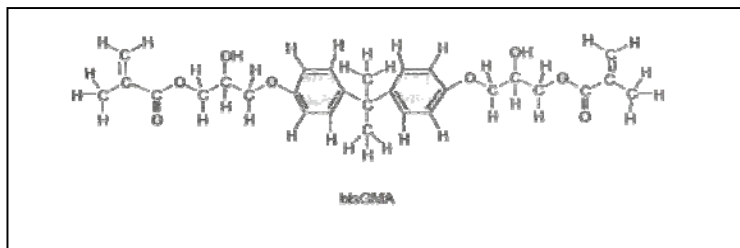


Figura 1. Molécula de Bis-GMA

TEGDMA

Éste compuesto dispone igualmente de dos grupos terminales de metacrilato denominada por algunos autores como articulable (Silva, 2002). Esta constituye una cadena flexible y no contiene grupos hidroxilos (Fig.2). La alta flexibilidad del TEGDMA reduce su viscosidad y aumenta la posibilidad de rotación de sus uniones dobles. El mayor número de tales uniones y la mayor capacidad de participar en la polimerización conducen a una mejoría de las características mecánicas de la matriz, sin embargo, la adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumentan la contracción de polimerización (Phillips, 1998; Silva, 2002). Usando una dilución con TEGDMA, la matriz se torna menos viscosa y menos adhesiva, lo que aumenta el peligro de sedimentación de las partículas de carga. Por ende, la viscosidad puede ser aumentada con una mayor adición de partículas de carga, que disminuyen al mismo tiempo el riesgo de polimerización de las partículas. Estos factores mejoran sensiblemente las características de los materiales resinosos (Silva, 2002).

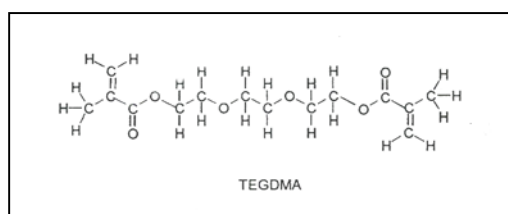


Figura 2. Molécula de TEGDMA

Además, los monómeros de dimetacrilato, TEGDMA y UDMA (Fig.3), tienen la ventaja de producir un gran entrecruzamiento entre sus cadenas poliméricas, lo que genera una matriz de resina rígida, más resistente y compacta, mejorando las propiedades físico-mecánicas de los composites (Phillips, 2004).

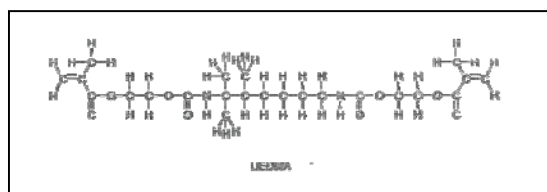


Figura 3. Molécula de UDMA

1.2. Activador:

Fuente de energía que activa al iniciador para producir radicales libres. Para que la disociación del iniciador genere radicales libres, se pueden aplicar tres tipos de fuentes de energía: 1) energía térmica, 2) energía química donante de electrones (amina terciaria, por ejemplo) y 3) luz visible que suministra la energía fotoiniciadora a un agente fotosensible, como por ejemplo, la canforquinona (CQ) (Phillips, 2004).

1.3. Sistemas de iniciación- activación (polimerización):

La activación es el resultado de la interacción de la luz con un material fotosensible. El compuesto más utilizado en las resinas compuestas es la CQ. Esta es un sólido amarillo a temperatura ambiente, sensible a la luz azul, absorbiendo longitudes de onda entre los 400 y los 500 nm, con un peak a los 465nm (son activados los grupos cetónicos de la molécula). Se encuentra en una muy poca cantidad, un 0,2 % o menos del peso de la pasta (Silva, 2002).

Cuando la CQ se expone a energía electro-magnética de adecuada intensidad y longitud de onda, los grupos funcionales absorben fotones y la molécula se excita, permaneciendo en este estado mientras se cumplan sus requerimientos energéticos. En estado excitado, la CQ puede colisionar con la amina, si lo hace, se produce una transferencia de electrones que conlleva a la formación de radicales libres y finalmente al proceso de polimerización (Silva, 2002).

1.4. Sistemas de inhibición:

Los inhibidores se añaden a los sistemas para minimizar o prevenir la polimerización accidental o espontánea de los monómeros. Reaccionan con los radicales libres más rápidamente que la reacción monómero - radicales libres. Por lo tanto, los inhibidores interrumpen la reacción en cadena mediante la inhibición antes de que los radicales libres sean capaces de iniciarla. Después de que todos los inhibidores se hayan consumido, comienza la reacción en cadena. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilado (HTB), empleado en una concentración de 0,01% en peso. Los inhibidores tienen dos funciones: aumentar la vida media de almacenamiento de las resinas compuestas y garantizar un tiempo de trabajo adecuado (Phillips, 2004). Otro inhibidor es el oxígeno que es tomado del medioambiente. Esta posibilita que sobre la resina recién polimerizada pueda ser aplicada otra capa de resina fotopolimerizada y alcanzar una excelente adhesividad entre ellas (Capa inhibida).

1.5. Agente de unión:

Es esencial que dentro de una resina compuesta exista una correcta adhesión entre la matriz de resina y el relleno, permitiendo la transferencia de tensiones desde la matriz hasta el relleno, que presenta una mayor rigidez. La adhesión entre las dos fases de la resina compuesta la produce el agente de unión, que mejora las propiedades mecánicas y físicas y evita la filtración de

líquidos a través de la interfase resina-relleno. Los más utilizados son los organosilanos, como el γ -metacriloxipropil trimetoxisilano (Phillips, 2004).

Como el componente principal de la mayoría de las partículas de carga es el SiO_2 , la unión entre la molécula de silano y la superficie de la partícula es significativa. En un medio acuoso, la superficie de la partícula presenta grupos de SiOH . Una superficie revestida con SiOH absorbe aun más agua del medio. Materiales sintéticos como el BisGMA son hidrófobos y las moléculas de BisGMA, no articularan suficientemente a las superficies SiOH contaminadas con agua. Si tratamos las partículas con un silano hidrolizado, como el metacriloxi propil trimetoxisilano (MPS), la superficie de SiOH hidrófila se tornara hidrófoba, uniéndose, al mismo tiempo, con la matriz orgánica de la resina. Una transformación como esta mejora la capacidad de la resina de humectar la superficie de la partícula de carga, promoviendo también la retención mecánica entre la resina y las partículas. Con esto también las moléculas de silano pueden establecer uniones químicas con la superficie de la partícula, por la reacción de condensación entre los grupos silánicos tanto del silano como de la superficie de la partícula. Esta reacción de unión tiene un efecto importante sobre algunas propiedades mecánicas, en especial sobre la abrasión y la resistencia del material (Silva, 2002).

1.6. Partículas de carga:

Las partículas de relleno mejoran sustancialmente las propiedades del material, siempre que sus partículas estén bien adheridas a la matriz, por lo que el uso de un agente de unión eficaz es extremadamente importante para el éxito de una resina compuesta (Phillips, 2004).

Las partículas de carga usadas en las resinas odontológicas son producidas por la trituración de grandes pedazos de cuarzo o vidrio. Otra posibilidad consiste en la precipitación de partículas de una solución o de una mezcla gaseosa en combustión. Si las partículas son obtenidas por trituración, el proceso de obtención parte de partículas mayores para generar partículas menores, en cuanto que la precipitación se parte del tamaño original para originar partículas mayores.

El tamaño de las partículas de una resina es importante, ya que esta determina las características del material, como resistencia y naturaleza de la superficie. Generalmente se señala, que mientras menor sea el tamaño de la partícula de carga, mayor será la cantidad de resina necesaria para humectar la superficie total de las partículas. Como el monómero de la matriz de resina se fija a la superficie de la partícula, cada partícula esta recubierta con una capa de resina. Si el espesor de la capa de resina fuera constante e independientemente del tamaño de las partículas de carga, las partículas menores aumentan la proporción de volumen de resina por gramo de partícula de carga (Silva, 2002).

Las características reológicas de la resina son determinadas en gran parte por la proporción volumétrica de resina pura (sin partículas). Por eso es necesaria una determinada cantidad de resina no unida, para alcanzar una correspondiente viscosidad y características de procesamiento. En consecuencia, cuando el tamaño de la partícula disminuye, más resina estará unida a la superficie de la partícula y se debe adicionar más para obtener una viscosidad posible

de ser trabajada. Por eso las resinas compuestas con partículas de carga inorgánica, cuyos tamaños están entre 0.02 y 0.04 μm (resinas microparticuladas) son esencialmente más ricas en resina que aquellas con tamaño de partículas entre 0.1 y 1 μm (resinas de macro partículas).

La cantidad de relleno que se incorpora en la practica a los composites depende del tamaño de la partícula, ya que partículas pequeñas tienen grandes áreas superficiales, lo que aumenta la viscosidad de la resina.

Beneficios del relleno de las resinas compuestas tenemos: (Phillips, 2004)

- Refuerzo de la matriz
- Reducción de la contracción de polimerización
- Reducción de la contracción y expansión térmica
- Aumento de su viscosidad (mejora en su manipulación)
- Disminución en la absorción de agua (menor reblandecimiento y tinciones)
- Aumento de la radiopacidad (incorpora estroncio y bario)
- Mejora en las propiedades físico-mecánicas de la resina

1.7. Modificadores ópticos:

Las tonalidades de las resinas compuestas se logran por medio de la adición de los distintos pigmentos. Estos pigmentos son normalmente cantidades minúsculas de partículas de óxido de metal. Para incrementar la opacidad, los fabricantes añaden dióxido de titanio y óxido de aluminio a las resinas compuestas en cantidades minúsculas (0,001 a 0,007% en peso), debido a que estos óxidos son altamente eficaces. Es importante señalar que todos los modificadores ópticos afectan a la transmisión de la luz a través de la resina compuesta. Es por ello que cuando se utilizan composites de mayor opacidad, debemos poner una capa más fina de resina compuesta durante la polimerización (Phillips, 2004).

Tabla I. Composición básica de las resinas compuestas (Chain y Baratieri, 2001).

Componente	Función
Bis-GMA, UDMA	Matriz resinosa
Cuarzo, cristal de Ba, Sr y Zr, Sílica de tamaño coloidal, silicato de Zinc.	Partículas de carga
Titanatos, zirconatos, organosilanos	Agentes de cobertura
Amina terciaria	Iniciador
Peróxido de benzoilo (pasta/pasta)	Iniciador
Canforoquinona	Fotoiniciador
Hidroxitolueno butilado	Inhibidor
Óxido de aluminio, dióxido de titanio	Modificadores ópticos

III. CLASIFICACION DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

En la literatura existen innumerables clasificaciones sugeridas por diversos autores en que las resinas son organizadas de acuerdo a diferentes criterios, siendo algunos ejemplos: en relación al sistema de activación; en relación al tamaño de las partículas (Basting y cols, 1998) y de acuerdo con el tipo y tamaño de las partículas (Bottino, 1992). A pesar de que todas esas clasificaciones están correctas, la más utilizada en el medio científico y académico es aquella en que las resinas compuestas se clasifican de acuerdo con el tipo y tamaño de las partículas de carga, pudiendo ser: Macropartículas; micropartículas e híbridas o microhíbridas (Tabla II).

1. Clasificación según tipo y tamaño de partículas

1.1. Resinas compuestas de Macropartículas:

Son resinas compuestas también conocidas como tradicionales o convencionales. En éstas, las partículas de carga más comúnmente utilizadas son las de cuarzo inorgánico o vidrio de estroncio o bario que, a pesar de presentar una variación de tamaño entre 5 y 12 μm , pueden presentarse esporádicamente en tamaños de 100 μm . El cuarzo, que era utilizado en los primeros composites, fue siendo sustituido poco a poco, pues a pesar de su excelente estética y durabilidad, presentaba una radiopacidad menor que la dentina, que actualmente es lograda a través del uso de vidrios radiopacos de estroncio y de bario (Baratieri, 1998).

Otra característica de este material, que presenta repercusión clínica directa, esta relacionado a la rugosidad superficial que ocurre debido a las grandes dimensiones de las partículas de carga, lo que torna estas resinas difíciles de pulir, además hay un desgaste preferencial de la matriz resinosa, lo que expone las partículas mayores y más resistentes, esto mismo produce un aumento de la rugosidad cuando hay un desalojo de las partículas de carga, formando pequeños cráteres (Baratieri, 1998).

Clínicamente, estas resinas compuestas de macropartículas o tradicionales presentan reducción del brillo superficial y un aumento de la susceptibilidad a la pigmentación. Debido a las limitaciones de este tipo de resinas, su utilización clínica actual se presenta restringida en ciertas áreas. Algunos ejemplos de esta resina compuesta son: Adaptic (Johnson & Johnson), ARM. Bisfil 2B y Concise (3M/ESPE) (Castro y cols, 2002).

1.2. Resinas compuestas de Micropartículas:

Debido a las limitaciones y desventajas de las resinas compuestas de macropartículas, surgen las resinas compuestas de micropartículas. En este tipo de material las partículas de carga son aproximadamente 300 veces menor que una partícula de cuarzo de una resina compuesta tradicional, siendo por tanto del orden de 0.04 μm y son hechas de sílica pirogénica o sílica coloidal (Baratieri, 1998).

En las resinas de micropartículas con partículas prepolimerizadas, la composición de la matriz y de la carga es básicamente la misma y la superficie que se obtiene con estos materiales es mucho más pulida. Así mismo, estas se comportan mucho mejor clínicamente cuando son utilizadas en regiones anteriores con compromiso estético directo y en zonas proximales o en contacto con tejidos gingivales. Estas poseen propiedades físicas y mecánicas que son inferiores a las resinas compuestas tradicionales, lo que limita su aplicación en regiones sujetas a alto estrés masticatorio. En general, este material presenta mayor absorción de agua, alto coeficiente de expansión térmica, alta contracción de polimerización, bajo módulo de elasticidad y baja resistencia a la tracción. Como ejemplos de esta resina compuesta podemos citar: Amelogen, Bisfil M (Bisco), Durafill VS (Külzer), Renamel, Silux-Plus (3M), etc (Castro y cols, 2002).

1.3. Resinas compuestas Híbridas o Microhíbridas:

Las resinas compuestas híbridas o microhíbridas, son una mezcla de macro y micropartículas, por lo que presentan características inherentes a los dos tipos de materiales. Estas resinas también son consideradas resinas compuestas avanzadas (Dental Advisor, 1998). Presentan en su mayoría, cerca de un 10 a 20% en peso de micropartículas de sílica coloidal y un 50 a 60% de macropartículas de vidrio de metales pesados, totalizando un porcentaje de carga entre 75 y 80% en peso, lo que confiere a este material propiedades únicas y superiores, mejorando la transferencia de tensiones entre las partículas del composite. Es decir, con un aumento porcentual de la carga, disminuye la distancia entre partículas de la carga, aliviando la tensión de la matriz resinosa y como consecuencia mejorando la resistencia del material (Silva y Souza, 1998; Busato y cols, 2000).

La diferencia entre las resinas híbridas y microhíbridas, esta relacionado básicamente con el tamaño de las partículas, que en el caso de las microhíbridas es menor (Castro y cols, 2002).

Estas resinas presentan una alta cantidad de carga inorgánica, lo que le confiere alta resistencia, baja expansión y contracción térmica, baja contracción de polimerización y fácil acabado y pulido, desgaste relativamente bajo y rugosidad superficial comparable con las resinas de micropartículas, lo que hace que estos composites sean indicados para restauraciones de dientes anteriores y posteriores, haciendo posible la utilización clínica de un sólo material para todos los casos (Christensen, 1999).

Tabla II. Clasificación de las resinas compuestas, según tamaño de partícula (Phillips, 2004).

TIPO DE RESINA COMPUESTA	TAMAÑO DE PARTÍCULA	USO CLÍNICO
Tradicional (partícula grande)	1-50 μm vidrio	Zona de gran tensión
Híbrido (partículas grandes)	(1) 1 – 20 μm vidrio (2) 0,04 μm sílice	Zonas de gran tensión que requieren una gran calidad en el pulido (clases I, II, III y IV)
Híbrido (partícula mediana)	(1) 0,1 – 10 μm vidrio (2) 0,04 μm sílice	Zona de gran tensión que requiere una gran cantidad de pulido (Clases III y IV)
Híbrido (partícula pequeña / PP)	(1) 0,1 – 2 μm vidrio (2) 0,04 μm sílice	Zonas de tensión moderada que requieren un último pulido (clases III y IV)
Híbrido condensable	Híbrido de partícula pequeña o media pero con una baja fracción de relleno	Situaciones que necesitan una mejor condensabilidad (clases I y II)
Híbrido fluido	Híbrido de partícula media pero con una distribución más fina en el tamaño de las partículas	Situaciones e las que se necesita una mejor fluidez o donde es difícil el acceso (clase II)
Microrrelleno homogéneo	0,04 μm sílice	Zonas de baja tensión y área subgingival que requieren un mayor acabado y pulido
Microrrelleno heterogéneo	0,04 μm sílice (2) partículas de resina prepolimerizada que contienen sílice de 0,04 μm de tamaño	Zonas de baja tensión y área subgingival donde es esencial una reducción de la contracción

2. Clasificación según el tipo de activación:

2.1 Resinas compuestas polimerizadas químicamente:

En el mercado también existen resinas compuestas que poseen una polimerización de tipo química, están compuestas por dos pastas, que cuando se unen, inician el proceso de polimerización. Ellas contienen partículas de carga, silano y sistema de monómero. Una de las pastas contiene el activador, frecuentemente una amina terciaria, y la otra, el iniciador, generalmente contiene peróxido de benzoilo. En la mezcla, la amina terciaria reacciona con el peróxido de benzoilo que es dividido en dos radicales. Cada partícula posee entonces un electrón no apareado, altamente reactivo que establecerá una unión con un electrón de otra molécula (Silva, 2002).

Durante la mezcla era inevitable la incorporación de aire, lo que se traducía en formación de poros en la estructura resinosa además de inhibir la polimerización; no existe control del tiempo de trabajo por parte del operador, por lo que la inserción y el modelado en la cavidad deben realizarse en forma rápida (Phillips, 2004). Debido a esto, la calidad del composite

dependía de la calidad de la mezcla. Una desventaja adicional es que la reacción se inicia al momento de la mezcla de los dos componentes (Silva, 2002).

2.2 Resinas compuestas fotoactivadas:

Para resolver los problemas de las resinas compuestas activadas químicamente, los fabricantes incorporaron un sistema fotoiniciador y una fuente lumínica de activación. Con esto se evitaba el problema de las porosidades de las resinas activadas químicamente, se aumentaba y controlaba el tiempo de trabajo, además de hacer que las resinas fueran menos sensibles a la inhibición por oxígeno. (Phillips, 2004)

Las resinas compuestas fotopolimerizables se suministran en una sola pasta que está dentro de una jeringa que impide la exposición a la luz. El sistema de iniciación de los radicales libres consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz. Sin embargo, la exposición a la luz de la región azul del espectro (longitud de onda de aproximadamente 468 nm) produce un estado excitado del agente fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar radicales libres que inician la polimerización por adición (Silva, 2002).

La polimerización se inicia cuando se alcanza una concentración crítica de radicales libres. Esto requiere un número determinado de fotones que deben ser absorbidos por el sistema iniciador, lo que está en directa relación con la longitud de onda, la intensidad y el tiempo de exposición. (Phillips, 2004).

Ventajas y desventajas de la fotopolimerización con luz visible: (Phillips, 2004)

Ventajas de las resinas compuestas fotopolimerizables son:

- No se requiere el mezclado, hay menos porosidades, menor tinción y un aumento de la resistencia.
- Al emplear una amina alifática hay una mejor estabilidad de color.
- Mayor control del tiempo de trabajo.

Desventajas de las resinas compuestas fotopolimerizables son:

- Profundidad de fraguado limitada (se requieren capas de reconstrucción de 2 mm o menos).
- Alto costo de los composites fotopoliméricos en comparación con los de activación química.
- Tiempo variable de exposición debido a las diferencias de tonos (tonalidades oscuras requieren un mayor tiempo de exposición).
- Sensibles a la luz ambiental.

IV. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN.

La polimerización es definida como la *“reacción química en la que los monómeros de menor peso molecular se convierten en cadenas de polímeros de mayor peso molecular”*. Se produce a partir de una serie de reacciones químicas por las cuales un gran número de moléculas conocidas como monómeros forman una macromolécula, o polímero (Phillips, 2004).

Para la realización de la reacción en cadena necesaria para producir la polimerización se requiere un iniciador de la polimerización que necesita de un activador, distinguiéndose por lo menos cuatro formas de activación: Activación química, Activación por luz halógena, Activación por calor y Activación por luz ultravioleta.

El proceso de polimerización se inicia al colisionar el activador con la amina, induciendo la formación de radicales libres. Un radical libre es una molécula extremadamente energizada, con un electrón no apareado en su envoltura más externa que busca formar un enlace covalente con otro compuesto. En una resina compuesta, es el doble enlace C=C de la molécula de monómero el que debe interactuar con el radical libre, iniciándose el proceso de polimerización. Cuando el radical libre reacciona con el primer monómero, se inicia una reacción en cadena. A partir de este momento comienza la formación de “complejos radicales”, evento llamado propagación. La polimerización típicamente terminará cuando dos complejos radicales choquen.

1. Fotopolimerización de la resina compuesta

El proceso de fotopolimerización se activa cuando una di-cetona fotosensible, como la CQ absorbe un cuanto de luz azul y reacciona con la otra parte de la resina, formando un complejo en estado excitado con una amina donante de electrones (por ejemplo: dimetil aminoetil metacrilato [DMAEMA]). Con eso, cada átomo de oxígeno del grupo cetónico es retirado y se torna en un grupo hidroxilo. Los electrones restantes de dimetilamina-etil-metacrilato (radical) colocan la polimerización en curso (Silva, 2002).

En la Figura 4, los “el par de puntos” representa un par de electrones donados por las aminas al grupo C=O (cetona) de la CQ. Mientras se encuentra este complejo activado, la CQ atrae un átomo del carbono- α adyacente al grupo amina, el complejo se descompone en la amina y los radicales libres de la CQ. Los radicales de la CQ son rápidamente inactivados. Por ello en la fotoiniciación sólo los radicales libres amina inician la reacción de polimerización.

Los radicales libres pueden reaccionar con el O₂ presente, formando peróxido, que es muy poco reactivo a temperatura ambiente. Esto lleva a la inhibición por O₂ de la capa superficial del composite.

En la superficie del composite, el curado ocurre muy rápido debido a que la disminución de la intensidad es mínima, lo que hace que toda la CQ este excitada, como consecuencia hay un gran potencial de choque con la amina para crear radicales. En profundidad, la disminución de intensidad da como resultados menos moléculas de CQ excitadas, disminuyendo la probabilidad

de colisión con la amina, y por ende la menor formación de radicales libres. Para contrarrestar la menor intensidad de la luz, el tiempo de exposición puede ser aumentado, elevando la excitación de la CQ. Si la intensidad en la superficie es muy alta, habrá más luz disponible para penetrar a mayores profundidades. De esto se desprende el concepto del curado de alta intensidad que es dar tanta energía como sea posible para compensar la reducción en los niveles de luz debido a la absorción y dispersión. Resultando un potencial de curado mayor de lo que se ve en luces de curado de menor intensidad (Villarrol, 2003a).

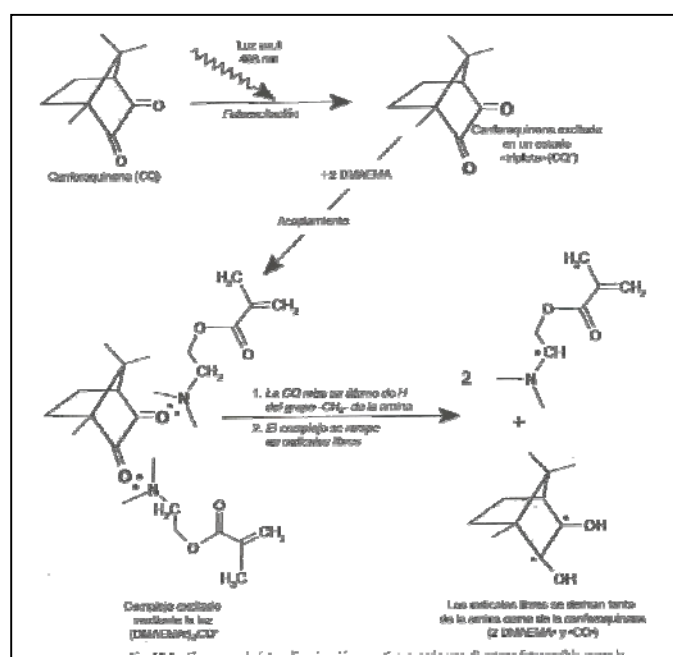


Figura 4. Reacción de Polimerización

2. Fases de la Polimerización (Punto Gel, pre-gel y post-gel):

La resina compuesta empieza siendo un fluido muy viscoso que cambia a un sólido muy rígido. Cualquier tensión que se aplica a un fluido viscoso dará como resultado un flujo que anula la tensión. Es decir, la tensión se absorbe en ese fluido viscoso. Por lo tanto las tensiones que se generan en la polimerización pueden ser amortiguadas si el material se encuentra en ese estadio viscoso y no afectarán a la interfase adhesiva ni a la superficie con la acumulación de tensiones (Villarrol, 2003b)

El proceso de polimerización es complejo y envuelve numerosos pasos. Al principio, se forman cadenas poliméricas lineares, las cuales se van ramificando, formando cadenas cruzadas entre las cadenas lineares, constituyendo una verdadera red polimérica. A medida en que las cadenas poliméricas van aumentando en tamaño, aumentan también su peso molecular y su dureza. Conforme las cadenas crecen y se entrecruzan, hay un cambio en la rigidez del polímero. El momento en que la resina pasa del estado fluido para el estado viscoso (desde un líquido

viscoso a un gel viscoelástico) es denominado punto gel. Este punto divide al proceso de polimerización en dos etapas: pre-gel y post-gel (Villarroel, 2003b).

El punto gel es muy importante, porque a partir de él, la resina adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrir y comienza a transferir el estrés generado en la contracción de polimerización a la interfase diente-restauración, es decir a la superficie adherida. La mayor contracción de polimerización ocurre antes del punto gel y es denominada contracción pre-gel. En la fase pre-gel, las moléculas pueden deslizarse y adquirir nuevas posiciones y orientaciones, compensando el estrés de contracción de polimerización. En esta fase, el estrés de contracción generado no es transferido para la interfase de unión, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. Sin embargo, después del punto gel, conocida como fase post-gel, la capacidad de escurrimiento de la resina queda restringida, debido al aumento de uniones cruzadas ya establecidas en la matriz. Durante la fase de post-gel la capacidad de escurrimiento disminuye, perdiendo la habilidad para fluir y desde un punto de vista clínico no se podrá manipular más allá de este punto y la rigidez continúa aumentando hasta lograr una polimerización completa. Toda fuerza de estrés de contracción generado a partir de ese punto será transferido para la interfase de unión diente-restauración (Davidson y Gee, 1984; Suh, 1999; Suh y cols, 1999; Sakaguchi, 1999; Rueggeberg, 1999; Kanca III y Suh, 1999; Versluis y cols, 1999; Villarroel, 2003b).

La contracción total es definida como la suma de la contracción pre y post-gel. El estrés desarrollado durante la contracción puede generar fuerzas capaces de romper la resistencia adhesiva de la restauración a las paredes cavitarias (Davidson y Gee, 1984; Carvalho y cols, 1996). Recientemente, ha sido propuesto como forma de minimizar el estrés de la contracción de la polimerización el alargamiento de la fase pre-gel de la resina compuesta. Una importante característica de las resinas químicamente activadas es el menor estrés de contracción desarrollado durante la polimerización, en virtud de su fase pre-gel larga. Las resinas fotopolimerizables poseen una polimerización más rápida, con menor capacidad de escurrimiento. Teóricamente, cuanto menor la capacidad de escurrimiento de la resina, mayor el estrés de contracción, lo que es decisivo para el proceso adhesivo (Carvalho y cols, 1996; Bouschlicher y cols, 1997).

Las fuerzas generadas durante la polimerización son transmitidas a través de estas uniones al esmalte y dentina. El encogimiento libre es posible sólo en las superficies expuestas oclusal o proximal. Así, la deformación post-gel y la generación de fuerzas que la acompañan es de significancia clínica.

3. Grado de conversión:

El grado de conversión refleja el porcentaje de dobles enlaces de metacrilato que se convierten en enlaces sencillos durante la reacción de fraguado. La resina fraguada puede tener dimetacrilatos con ninguno, uno o dos enlaces sin reaccionar. Si al menos un enlace doble ha reaccionado, el dimetacrilato se une a la red polimérica como un grupo “colgado” con otro doble enlace disponible a otra reacción posterior (Fig.5). Cualquier monómero que no ha reaccionado puede emigrar fuera de la resina fraguada. Los grupos entrecruzados aumentan la fuerza y la

rigidez de la resina mientras que los grupos libres la hacen más plástica, los monómeros sin reaccionar reblandecen y hacen que la estructura se expanda. (Phillips, 2004) En otras palabras, un grado de conversión de 50 a 60%, que es típico de compuestos basados en bis-GMA, explica que el 50 a 60% de los grupos de metacrilato están polimerizados. Esto no significa que 40 o 50% de las moléculas de monómero se queden en la resina, por que uno de los dos grupos metacrilato por molécula de dimetacrilato puede reaccionar y enlazarse en forma covalente a la estructura del polímero. La conversión de monómero a polímero depende de varios factores, como la compresión de la resina, la transmisión de luz a través del material y la cantidad de activador-iniciador e inhibidor presente (Phillips, 2004).

El grado total de conversión dentro de la resina compuesta no difiere entre los compuestos activados químicamente y las fotocuradas que contiene la misma formulación de monómero como la empleada para fotocurado adecuado. El grado de los valores de conversión de 50 a 70% se logra a la temperatura ambiente para ambos materiales. De igual manera, la contracción de polimerizado total no difiere entre las resinas activadas químicamente y las fotocuradas (Phillips, 1998).

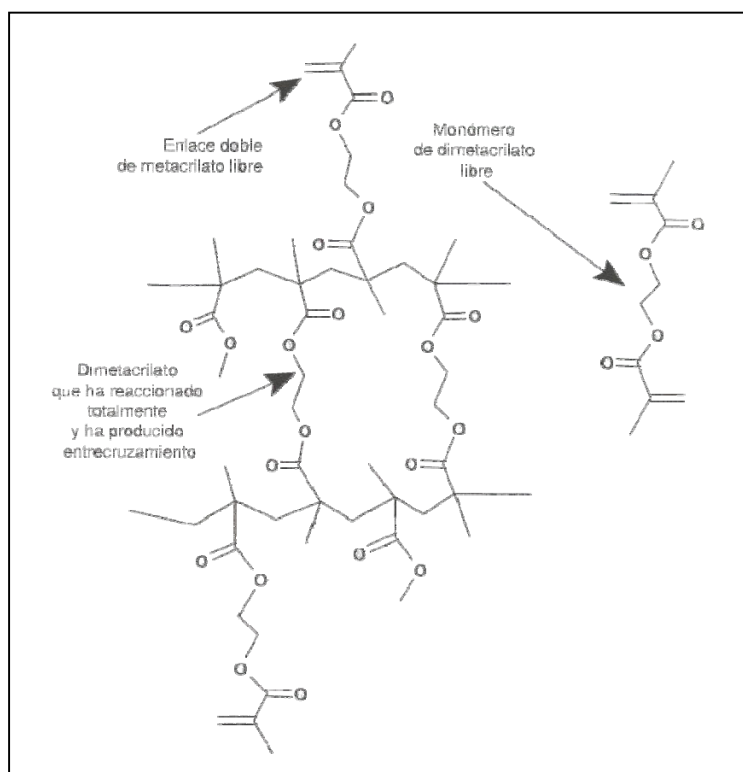


Figura 5. Representación esquemática de los dobles enlaces del metacrilato.

V. INTENSIDAD, POTENCIA Y ENERGÍA

Otro tópico recientemente abordado en la literatura se refiere a la cantidad de energía necesaria para fotopolimerizar la resina compuesta. Mediante un trabajo de laboratorio, se verificó que diferentes marcas de resina compuesta necesitaban de valores distintos de energía para obtener su polimerización ideal y sugirió que los fabricantes deberían informar la energía ideal para cada marca comercial de resina compuesta, para que se obtenga una óptima tasa de conversión, importante para las propiedades finales de la restauración (Suh, 1999; Villarroel, 2003b).

Para calcular la energía, es necesario que se conozca la potencia de la fuente de luz (mW/cm^2) y la duración del tiempo de exposición, en segundos. Si: T (trabajo) = F (fuerza) \times d (distancia), y su unidad es el joule ($j = \text{Newton} \times \text{metro}$), puede sostenerse que para lograr una completa polimerización de un material se hace necesaria una cierta cantidad de joules. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello hay que utilizar un dispositivo de suficiente potencia (potencia = trabajo / unidad de tiempo y su unidad $\text{watt} = \text{J}/\text{s}$) y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar. En definitiva, se necesita una unidad de polimerización (unidad de luz o lámpara) que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un plazo razonable en una situación clínica (Macchi, 2000).

Por ejemplo, cuando el fabricante estipula que se polimerice un incremento de 2 mm de resina compuesta por 40 segundos a $600 \text{ mW}/\text{cm}^2$, en realidad está sugiriendo que esta resina necesita de una energía de $24.000 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ ($40 \text{ segundos} \times 600 \text{ mW}/\text{cm}^2$) o $24 \text{ J}/\text{cm}^2$. Sin embargo, si un aparato de arco de plasma de xenón emite una intensidad de luz de $2.400 \text{ mW}/\text{cm}^2$, en teoría necesitaría apenas 10 segundos para polimerizar esta misma resina ($2.400 \times 10 = 24.000 \text{ mJ}/\text{cm}^2$) (Rueggeberg, 1999; Suh, 1999). De esta manera, se sugiere que las resinas compuestas presenten rutinariamente en sus envases la energía ideal para su fotopolimerización, así como el ancho de longitud de onda necesaria para activar el iniciador.

Se considera que la potencia mínima requerida para desencadenar el fotocurado de modo adecuado oscila alrededor de los $350 - 400 \text{ mW}/\text{cm}^2$ (Macchi, 2000).

Es también importante señalar que la potencia de trabajo sea alcanzada con la radiación de longitud de onda apropiada (alrededor de 470 nm). Si la potencia es elevada, pero en función de la ausencia de filtros que impidan que lleguen a la zona de trabajo radiaciones de mayor longitud de onda (cercasas al rojo), el material podría completar adecuadamente su polimerización aunque a expensas de generación de calor en tejidos vitales como el órgano pulpar de un diente (Macchi, 2000).

Para iniciar la fotopolimerización de la resina compuesta es necesario que haya una fuente de energía capaz de activar el iniciador fotosensible, generalmente CQ. La habilidad del fotón (unidad de energía irradiada) de activar la CQ es dada por su energía individual, la cual es determinada por la longitud de onda emitida por la luz (Nagel, 1999; Rueggeberg, 1999).

Cuando se eleva la intensidad de luz, se aumenta el número de fotones emitidos, pero se mantiene la longitud de onda, es decir, la energía del fotón es determinada por su localización en el espectro electromagnético y no por el número de fotones presentes. Así, la energía presente en un haz de luz de 100 mW, es la misma emitida por un haz de 200 mW, para una misma longitud de onda, pues a pesar de que el número de fotones es mayor en una misma intensidad mayor de luz, la capacidad del fotón en interactuar con la CQ es la misma. (Nagel, 1999; Rueggeberg, 1999).

Las radiaciones electromagnéticas pueden ser identificadas por su longitud de onda. Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos como las ondas de radio o televisión (Macchi, 2000).

Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Su rango está entre los 400 y 700 nm aproximadamente (0.4 y 0.7 μm) con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los restantes colores se ubican entre ellas (Macchi, 2000). En los punteros de láser, por ejemplo, percibimos la luz roja (700 nm), más no la luz infrarroja (800 nm). A medida que la longitud de onda disminuye (de rojo a violeta), la frecuencia y la energía aumenta (Nagel, 1999; Rueggeberg, 1999).

Como se ha señalado, la CQ absorbe energía en un espectro de luz visible azul, entre 400 a 500 nm, con un peak de ideal de 468 nm. La energía (fotones) será absorbida por la molécula, la cual pasará para el estado excitado o estado tríptico. Para acelerar esta reacción de polimerización, es adicionada una cantidad razonable de amina a los componentes. En cuanto a la CQ, permanece en estado excitado, este colide con la amina, ocurre la transferencia de electrón, resultando en la formación de radical libre. Este radical libre es una molécula extremadamente reactiva, con electrón libre en la región externa, procurando desesperadamente formar un enlace covalente. Este radical libre irá a reaccionar con el monómero, que posee un enlace doble de carbono ($\text{C}=\text{C}$), que irá a iniciar la reacción. De esta forma se inicia la reacción en cadena, en la cual el enlace doble de carbono, reacciona con el radical, pasando a tener un electrón libre que está listo para reaccionar con otro enlace doble de carbono. La reacción de polimerización sólo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos. Si el oxígeno estuviera presente, los radicales libres irán preferentemente a reaccionar con él, formando un radical de peróxido, poco reactivo, generando la inhibición de la polimerización. Cuanto mayor la intensidad de luz, mayor número de fotones estarán presentes y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor el número de moléculas de CQ que irán a alcanzar el estado excitado, para reaccionar con la amina y formar radicales libres. Así cuanto, mientras mayor sea la intensidad de luz, mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta (Rueggeberg y Jordan, 1993; Davidson-Kaban y cols, 1997; Rueggeberg, 1999; Friedman, 1999).

Es importante resaltar la importancia de la adecuada conversión de los monómeros en polímeros para un adecuado manejo de las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta. Davidson-Kaban y cols (1997) evaluaron la influencia de la variación de la intensidad de luz y del tiempo de exposición, en la conversión y la mantención de las propiedades mecánicas de dos marcas comerciales de resina compuesta (Silux-Plus y P-50, 3M), en tres diferentes

colores. Verificaron que la reducción de la intensidad de luz o el tiempo de exposición disminuye significativamente la dureza de los cuerpos de prueba.

Reabra, en 2000, evaluó la profundidad de polimerización de algunas marcas comerciales de resinas condensables, verificando que el tiempo de exposición a la luz interfiere en la profundidad de polimerización, pudiendo afectar el grado de polimerización mínimo determinado por los fabricantes (Reabra, 2000).

Se observó que la cantidad de luz necesaria para excitar el fotoiniciador es bastante reducida en la medida que esta pasa de la superficie al centro de la restauración, debido a la dispersión y a la absorción de la luz. A partir de la superficie, a 0,5 mm de profundidad, 50% de la energía es perdida; a 1 mm, apenas 25% está disponible; a 2 mm, 9% y a 3 mm de profundidad, solo el 3% de la energía de la luz permite activar la CQ. Para compensar la reducción de moléculas de CQ no activadas por la luz, se debe aumentar el tiempo de exposición y/o la intensidad de energía de la luz, con el fin de dar oportunidad a esas moléculas de CQ de ser excitadas, reaccione con la amina y generen radicales libres (Rueggeberg y Jordan 1993; Rueggeberg, 1999).

VI. FOTOPOLIMERIZADORES

Existen innumerables ventajas en utilizar las resinas fotopolimerizables en el lugar de las autopolimerizables, siendo la principal de ellas el control del tiempo para la iniciación de la polimerización. Sin embargo, se advierte del riesgo de una polimerización insuficiente de este tipo de resina, ya que la conversión de los monómeros es importante para la mantención de sus propiedades físicas y mecánicas (Davidson-Kaban y cols. 1997).

La intensidad de luz que absorbe la resina se puede reducir de 10 a 100 en una capa de resina compuesta de 2mm. Esto reduce la conversión del monómero a niveles inaceptables cuando se ocupan grosores de resinas mayores a 2 o 3mm. Esto se puede evitar con exposiciones extremadamente largas, independiente de la intensidad de la lámpara (Phillips, 2004).

1. Tipos de fuentes de Energía:

En los últimos 30 años, los dentistas utilizaron fuentes de luz ultravioleta y luz halógena para activar las resinas compuestas. Recientemente, surgieron nuevos aparatos con fuentes de láser de argón, de arco de plasma de xenón y LEDs para ser utilizados en la fotoactivación de las resinas compuestas y para acelerar los procedimientos de blanqueamiento (Small, 1999).

1.1. Lámparas halógenas:

Son lámparas de tipo "incandescente", poseen una bombilla de cuarzo con un filamento de tungsteno que irradia tanto luz blanca como luz UV en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa, cuya función es evitar que el filamento incandescente se queme. Para reducir los rayos indeseables tales como los rayos infrarrojos (95%), los cuales son los responsables de provocar el sobrecalentamiento del diente durante la polimerización, son utilizados filtros en los aparatos, con el fin de que los rayos producidos queden restringidos al espectro de luz visible (5%). El filtro es el componente más caro del aparato y el más importante, pues a medida que este se va degradando, más rayos infrarrojos son liberados, generando calentamiento del diente y de la encía, pudiendo ocasionar daño del tejido e incomodidad para el paciente. La vida útil de la fuente de QTH es relativamente alta, pudiendo alcanzar 40 horas de uso. La intensidad de la luz disminuye con el uso por lo que se debe calibrar para que mantenga una intensidad de luz adecuada (Phillips, 2004). Por esto, el uso frecuente del radiómetro es importante para evaluar la potencia de la emisión de luz imperceptible al ojo humano. La gran ventaja de este tipo de aparato es que la ampolla no es tan cara y puede ser cambiada por el odontólogo en la clínica (Nangel, 1999; Rueggeberg, 1999; Villarreal, 2003b).

En función de su potencia lumínica, las lámparas halógenas pueden subdividirse a su vez en 2 tipos: (Cabanés G.; 2001)

a) Halógenas convencionales: Con una densidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de 350-700 mW/cm².

b) Halógenas de alta densidad de potencia: Poseen una densidad de potencia entre 700 a 1700 mW/cm², que se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas "turbo" que enfocan y concentran la luz en un área más pequeña que por tanto recibirá una mayor densidad lumínica.

1.2. Arco de plasma de xenón:

Tiene como característica principal su alto potencial eléctrico. Estas lámparas emplean gas de Xenón que se ioniza y produce plasma. (Phillips, 2004). El término "plasma" se refiere a la atmósfera de gas ionizado, compuesta por electrones e iones positivos, en alta temperatura. El eje del espectro de energía de esa fuente es más amplio que de la fuente de QTH, incluyendo la generación de rayos infrarrojos (IV), ultravioleta (UV) y luz visible. La luz blanca de alta intensidad se filtra para evitar el calor y para que sólo emita luz azul (400 a 500 nm) (Phillips, 2004). Los aparatos de arco de plasma de xenón emiten una densidad de potencia de 2.400 mW/cm². La vida útil de esos aparatos de arco de plasma de xenón es mayor que la de los aparatos de QTH, sin embargo, son más caros y no permiten la reposición de la fuente de luz en la propia clínica (Rueggeberg, 1999).

1.3. Láser de argón:

El término LASER se refiere a la Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. Como característica principal, se destaca el tipo de fotón producido, el cual permanece siempre en la misma frecuencia y no diverge, lo que permite una gran concentración de energía en una pequeña área. La faja del espectro de energía de esa fuente es compatible con la activación de la CQ, permitiendo su utilización para la polimerización de las resinas compuestas. En realidad, este aparato produce una variedad de longitudes de onda, entre las cuales la CQ se activa. Pero la mayor intensidad de luz que emiten está en una única longitud de onda (490 nm, aproximadamente) (Phillips, 2004). Presenta como ventaja su baja capacidad de producir rayos infrarrojos, generando menos calor para el diente. El tiempo de vida de un aparato de láser se va agotando independientemente del uso. La reposición de la fuente de luz es muy cara y no puede ser hecha en la clínica (Rueggeberg, 1999).

1.4. Lámparas emisoras de diodos (LEDs):

En contraste con los aparatos de luz halógenos, los aparatos en base a LEDs (Light Emitting Diodes) producen luz por efectos mecánicos-cuánticos. El diodo (Fig. 6) es un dispositivo electrónico que sirve para controlar el flujo de corriente eléctrica. Son construídos con materiales semiconductores (silicio, germanio, arseneto de galio, etc.), cada material forma una región que es denominada P (ánodo) o N (cátodo). El material semiconductor de la región P es químico y térmicamente procesado para asociarse a otra sustancia cuyos átomos presentan una

ausencia de electrones en la última capa electrónica. El material semiconductor de la región N presenta un exceso de electrones en la última capa electrónica. Cuando se unen estos dos materiales se forma una zona de transición entre ellos, llamada "zona de depresión", que contienen una carga. Esta carga genera una diferencia de potencial entre la región P y la región N, de modo que la región P se torna negativa en relación a la región N. Esta diferencia de potencial es llamada barrera potencial. En equilibrio, la región N es más negativa que la región P, los electrones no pueden pasar la barrera potencial del lado N para el lado P. También no hay paso de electrones del lado P para el lado N, porque existen pocos electrones en la región P. Con eso, la corriente total es igual a cero (Prospecto técnico 3M-ESPE, 2001).

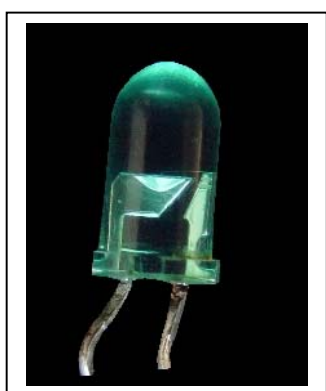


Figura 6 – Diodo LED

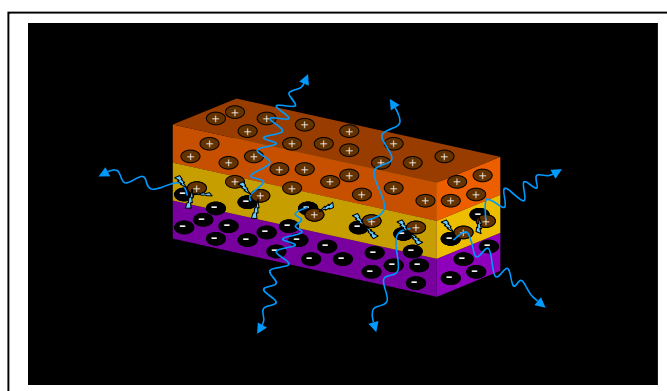


Figura 7 - Región P-N de un Diodo semiconductor LED

Cuando se aplica una tensión externa, de modo que el lado P se torne más positivo que el lado N, hay una reducción en la barrera potencial que tiende a nivelar ambas regiones. Con eso, los electrones pueden pasar de la región N a la P resultando en una circulación de corriente.

Los LEDs son diodos especiales contruidos por un material semiconductor que presenta una propiedad de producir una radiación electromagnética entre la luz visible y el infrarrojo a través de una zona de depresión, el que produce liberación de luz en una determinada longitud de onda. Es decir, la energía liberada en este proceso es dispersada en forma de luz (Fig. 7). Esta luz es visible externamente, por eso puede ser considerada como una lámpara de estado sólido. Las ventajas de este tipo de diodo son variadas, como presentar bajo consumo de energía, ningún calentamiento, alta resistencia a las vibraciones y alta durabilidad

En odontología, el color de la luz es importante, y esta determinada por la composición química del superconductor. Cuando la combinación de los electrones pasa por niveles de alta energía para baja energía, la diferencia de energía es liberada en forma de fotones. Así, la luz producida por un LED puede presentar un estrecho intervalo de longitud de onda.

Los diodos convencionales, de silicio o germanio, emiten radiación infrarroja muy alejada del espectro visible, sin embargo, con materiales especiales pueden conseguirse longitudes de onda visibles. Los diodos LED, además tienen geometrías especiales para evitar que la radiación

emitida sea reabsorbida por el material circundante del propio diodo, lo que sucede en los convencionales.

La luz producida por los LED presenta un espectro de emisión en banda estrecha (450 - 490 nm), con un peak máximo próximo a los 470 nm. De esta forma, teniendo incluso una baja densidad de potencia, estos aparatos emiten toda la luz dentro del espectro de absorción máximo de la CQ (468 nm) (Kurachi y cols, 2001; Phillips, 2004). Es en este aspecto, se encuentra la diferencia del LED con los aparatos convencionales, en que estos últimos producen luz fuera del espectro de absorción del fotoiniciador (CQ), energía esta que no es útil para la foto activación.

Existen estudios que sugieren que 7 diodos no es la cantidad suficiente para generar una polimerización completa en capas de 2 mm, además se ha demostrado que lámparas con 27 diodos producen una polimerización adecuada, así como Fujibayashi y cols, proponen efectividad de curado en profundidad y gradiente de conversión en unidades de curados con 61 diodos. Actualmente se lanzó al mercado lámparas que presentan un único diodo, denominado “súper diodo” que permite disminuir la cantidad de diodos en el equipamiento. Estos diodos son capaces de generar altas intensidades en los nuevos equipamientos de fotopolimerización llegando hasta valores en torno de 700 a 1000 mW/cm².

La evolución de la tecnología LED en odontología ha sido rápida inicialmente. Estas presentaban una intensidad de luz de 180 mW/cm², denominada Primera Generación. Posteriormente, aumentaron su intensidad de luz entre 400 y 500 mW/cm², denominada Segunda Generación. En la actualidad, han aumentado su intensidad de luz a niveles entre 700 a 1000 mW/cm², denominada Tercera Generación (Villarroel, 2004).

Características Generales presentes en una LED: (Phillips, 2004; Prospecto técnico 3M-ESPE, 2001)

- Son montadas en pequeños aparatos.
- Poseen una vida útil de alrededor de 10.000 horas, produciéndose un pequeño desgaste durante este tiempo de la ampolla.
- Generan bajas cantidades de calor.
- No requieren filtros para producir la luz azul. Éstos constituyen una de las partes más costosas de los aparatos fotopolimerizadores (Rueggeberg, 1999).
- Son resistentes a golpes y vibraciones y consumen una pequeña cantidad de energía mientras trabajan.
- Las lámparas LED que se presentan inalámbricas, están dotados de baterías recargables de níquel metal, cada carga puede utilizarse hasta 200 exposiciones, esta batería no se descarga si permanece sin uso.
- Los fabricantes refieren que este tipo de lámparas podrían polimerizar composite de 2 mm de profundidad en 10 segundos. Aún cuando generan 400 mW/cm², requieren menos tiempo de exposición, ya que como se dijo anteriormente concentran sus longitudes de onda en las específicas para la CQ (Hofmann y cols, 2002; Yoon y cols, 2002).
- En general, poseen piezas de mano reducidas, con diodos en la punta o en la pieza de mano de la lámpara.

- Bajo consumo eléctrico (que es una característica inherente de los semiconductores.), que permite el uso de batería que evita a su vez la incomodidad de la existencia del cable conectado a la base.
- Los LED empleados emiten luz azul con la longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico. Ello justifica que con menor potencia lumínica dispongamos de una fuente luminosa de eficiencia comparable a la de las lámparas halógenas de mayor potencia, pero con ausencia de las radiaciones caloríficas indeseables próximas a la banda del rojo.
- Poseen baterías recargables de níquel metal, cada carga puede utilizarse hasta 200 exposiciones, esta batería no se descarga si permanece sin uso (Rueggeberg, 1999).
- Son silenciosos, ya que no necesitan de ventilador para bajar la temperatura.

Con esa diversidad de fuentes generadoras de energía, las cuales poseen diferentes valores de intensidad de luz (Fig.8) y ejes variables del longitud de onda, se hace necesario que los fabricantes informen el tipo de luz, la faja del espectro de la longitud de onda y los ciclos de polimerización ofrecidos por los aparatos (Friedman y cols, 1999; Suh, 1999). Lo mismo sucede con las resinas compuestas, pues pese que la CQ es el fotoiniciador más común, otros tipos pueden ser utilizados y pueden no corresponder al mismo espectro de onda ofrecido por el aparato (Friedman y cols, 1999; Rueggeberg, 1999).

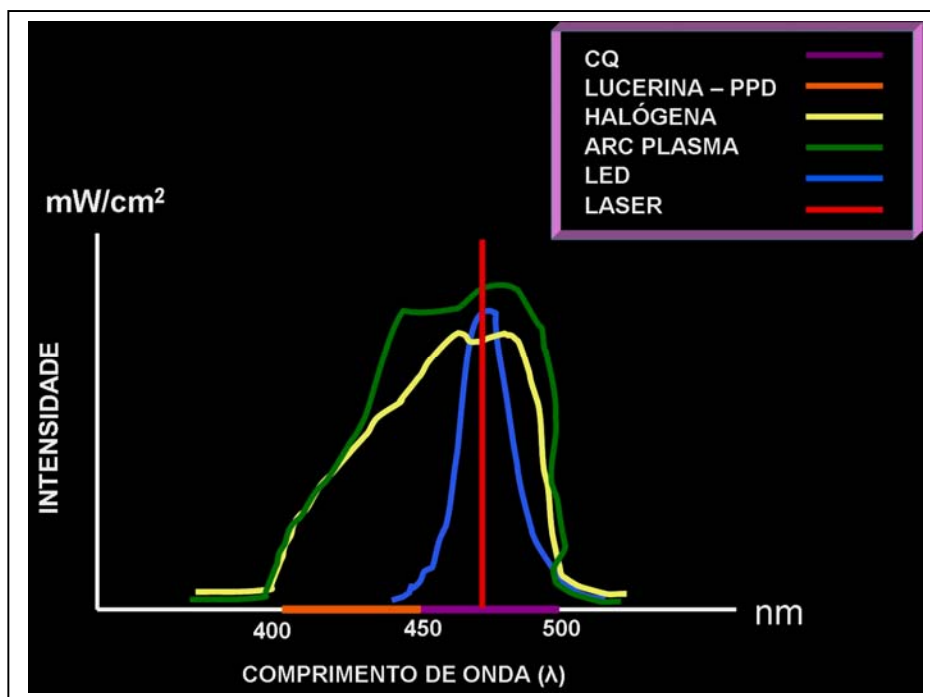


Figura 8. Longitudes de Onda para Diferentes Fuentes de Luz.

VII. METODOS DE FOTOACTIVACIÓN.

En la literatura, se conocen diferentes técnicas de fotopolimerización (Tabla III). En la medida que fue mejorando las propiedades de las resinas y apareciendo nuevas tecnologías y aparatos de fotopolimerización, fueron concebidas nuevas técnicas de fotoactivación. Estas se pueden clasificar en: (Friedman y cols, 1999; Rueggeberg, 1999)

Tabla III. Técnicas de Fotoactivación (Villarroel, 2003a)

TÉCNICAS DE FOTOACTIVACIÓN	
CURADO CONTINUO	CURADO DISCONTINUO
Curado Uniforme Continuo	Curado de Pulso Diferido (Pulse-Delay Cure)
Curado en Pasos (Stepped)	
Curado en Rampa	
Pulso de Alta Energía	

1. Curado Continuo

Este tipo de técnica hace referencia a una secuencia de fotocurado en la cual la luz está encendida continuamente durante todo el proceso de fotopolimerización (Fig.9). Aquí encontramos:

1.1. Curado Uniforme Continuo o Convencional:

En la técnica de fotocurado uniforme continuo, una luz de intensidad constante es aplicada a un composite por un período específico de tiempo. Este es el método de curado más familiar usado hoy día (Villarroel, 2003a).

1.2. Curado En Pasos (Stepped) - Técnica de inicio blando:

En esta técnica, se aplica un bajo valor inicial de intensidad de luz, por un período determinado, e inmediatamente después, un alto valor de intensidad de luz es utilizado por un período más de tiempo específico, es decir, el fraguado comienza con baja intensidad y termina con alta intensidad. Esto permite que durante las primeras fases se logre una baja cantidad de polimerizado inicial y una alta relajación del nivel de tensión hasta que una vez que se alcance el punto gel se terminan con la mayor intensidad. Esto hace que el proceso de fraguado tenga la

mayor cantidad de conversión cuando la mayor parte de tensiones ha sido reducida. El objetivo es reducir el stress durante la primera fase al aplicar una menor intensidad con el fin de hacer fluir el composite en el estado pre-gel, esto disminuye teóricamente la contracción. Varios estudios demuestran que mediante este procedimiento se pueden conseguir niveles variables de reducción de tensiones que se generan en las paredes cavitarias, sin el inconveniente de tener que aumentar el tiempo de exposición total ni sacrificar el grado de conversión o la profundidad de curado (Phillips, 2004).

Hay lámparas de fotopolimerización que tienen secuencias programables de exposición para estas técnicas de inicio blando (Phillips, 2004). Sin embargo, el curado por pasos es posible sólo con las lámparas halógenas, LEDs, las lámparas de arco y las de láser no pueden ser usadas porque ellas trabajan por aplicación de grandes cantidades de energía en cortos períodos de tiempo.

1.3. Curado En Rampa (Ramped) - Técnica de polimerización incremental:

En este caso la fotoactivación se inicia con un bajo valor de intensidad de luz, la cual, gradualmente, va aumentando por un período definido hasta llegar en un alto valor final, el cual permanece por el tiempo restante de la exposición, es decir, La intensidad se aumenta en forma gradual o “en rampa” durante la exposición. Este incremento puede ser en modo escalonado, lineal o exponencial. (Phillips, 2004).

Esto permite al composite fotopolimerizar lentamente, por lo tanto, se reduce el estrés, ya que, el composite puede fluir durante la polimerización. El curado en rampa es un intento de pasar a través de todas las diferentes intensidades en esperanza de optimizar la polimerización del composite.

La alta energía aplicada sobre un corto período de tiempo tiende a causar que los monómeros de dimetacrilato se unan entre ellos mismos, resultando cadenas de polímeros más cortos y un material más quebradizo, con mayor contracción de polimerización y más brechas marginales.

El curado en rampa, sólo es posible con lámparas halógenas, ya que las lámparas de arco y láser pueden generar sólo alta intensidad de manera invariable.

1.4. Curado de Pulso de Alta Energía:

Esta técnica utiliza un pulso breve de energía extremadamente alta (1000 a 2800 mW/cm², durante 10 segundos), la cual es seis veces la densidad de poder normal de una lámpara de fotocurado. Este tipo de polimerización no ha sido adecuadamente examinado y hay tres áreas de acuerdo potencial:

a) La rápida aplicación de energía puede resultar en una restauración de resina más débil debido a la formación de polímeros más cortos,

- b) Es también posible que las aplicaciones más rápidas pueden reducir la resistencia tensil, y
 c) Es sabido que hay un nivel en la cual la resina tiene buenas propiedades y que las energías mayores resultarían en resinas más débiles.

1.5 Curado Convencional Modificado:

Esta técnica de curado consiste en la aplicación de la luz inicialmente, a una distancia de 1 cm, por un periodo de tiempo determinado, para luego en un segundo instante, aproximar la luz lo más próximo posible a la resina. El primer período de tiempo es más corto que el segundo. Ambas aplicaciones se realizan a una misma intensidad de luz regulada en la lámpara, sin embargo al aumentar la distancia en 1 cm la intensidad de la luz disminuye en un 50% o según otros autores al aumentar la distancia en 10 mm la intensidad de la luz disminuye a un 20% aproximadamente en lámparas LEDs. Por lo tanto se logra un primer periodo de baja intensidad de luz y luego uno con mayor intensidad de luz, similar a la técnica pulse delay (Villarrol, 2003b).

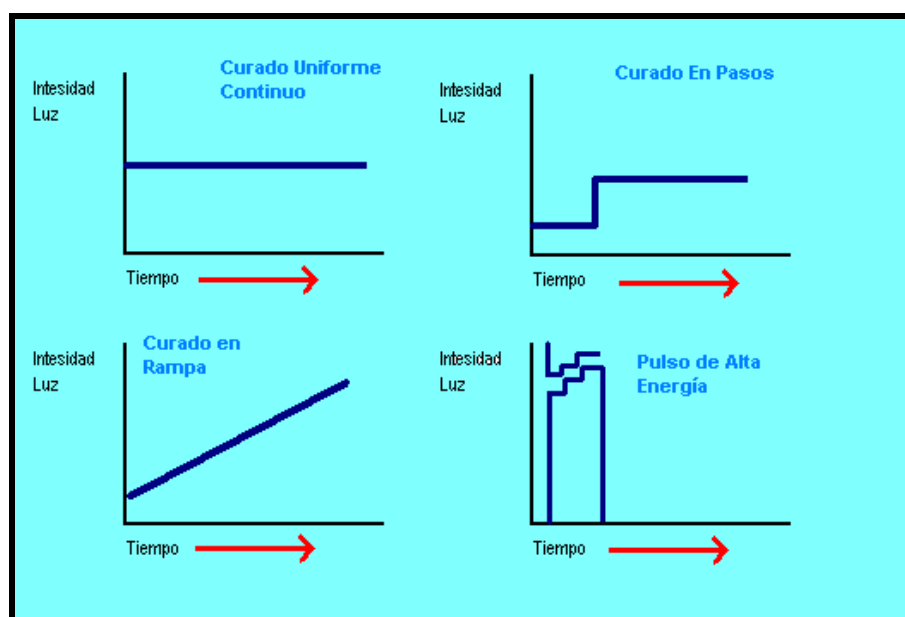


Figura 9: Representación Gráfica de los diferentes tipos de curado continuo.

2. Curado Discontinuo

Esta categoría es también llamada “curado suave”, la cual utiliza comúnmente el pulso diferido. Este es similar a mantener la lámpara de fotocurado a una distancia desde un diente, y se va acercando a la restauración por la duración de la exposición adecuada. Los fotocurados del tipo suave están disponibles en algunas lámparas del tipo halógena.

La baja intensidad usada para la polimerización lenta permite a la resina compuesta fluir desde la superficie no unida hacia la superficie dentaria. Se reduce el stress de polimerización en los márgenes y puede reducir la línea blanca u otros defectos marginales. Para completar el proceso de polimerización, la intensidad del nuevo ciclo de curado es ampliamente aumentado (para producir la energía necesaria para la polimerización óptima).

2.1. Curado En Pulso Diferido (Pulsed Delay):

Acá la resina compuesta, en un primer momento, se fotopolimeriza de forma incompleta con baja intensidad por un período específico para permitir la polimerización de la superficie (Fig.10). El clínico esculpe y da forma a la resina para corregir la oclusión (3 a 5 minutos, el proceso de polimerización interna es dejado ocurrir lentamente) y posteriormente aplica una segunda exposición con un alto nivel de intensidad de luz para el fraguado final (Friedman y cols, 1999; Rueggeberg, 1999). Esto también permite disminuir las tensiones internas que se generan en la obturación. A medida que aumenta el tiempo disponible para la relajación, disminuye la tensión residual (Phillips, 2004).

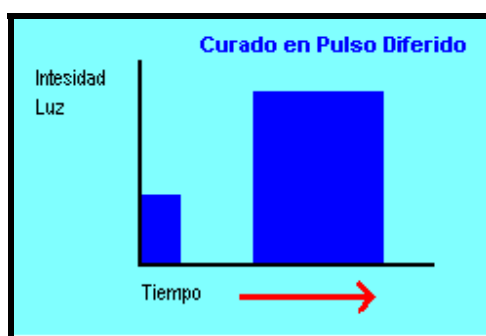


Figura 10: Representación Gráfica del curado en Pulso Diferido.

La polimerización gradual de activación por pulso ha sido uno de los métodos más utilizados, y cuando comparado a la técnica convencional, demostró menor estrés de contracción de polimerización y mejor adaptación marginal (Kanca y Suh, 1999; Koran y Kürschner, 1998; Feng y Suh, 1999; Wang y Suh, 1999). Lopes y cols (2001) mediante la realización de un estudio de laboratorio, verificaron que la técnica del pulso posibilitó la mejor adaptación marginal y enfatizaron que el tiempo de espera es crucial en esta técnica, una vez que la resina sigue polimerizándose aun en la ausencia de luz (Villarrol, 2003b).

Cuando se utiliza la fotoactivación convencional con alta intensidad de luz, habrá un número más grande de moléculas de CQ excitadas, que resultará en una mayor extensión de polimerización, cuando es comparada a la fotoactivación con baja intensidad. Sin embargo, en función de la rápida formación de la red polimérica, resultante de una fotoactivación con alta intensidad de luz, ocurre la formación de cadenas pequeñas, con bajo peso molecular y menor número de cadenas cruzadas (Villarrol, 2003a). Como innumerables propiedades físicas de la resina están relacionadas al peso molecular y extensión de las cadenas cruzadas, puede esperarse una reducción en las propiedades de las resinas compuestas sometidas a una rápida polimerización (Rueggeberg, 1999).

VIII. MICRODUREZA EN RESINAS COMPUESTAS.

Las propiedades mecánicas se definen por las leyes de la mecánica, esto es, la ciencia de la física que se encarga de la energía y las fuerzas, y de sus efectos en los cuerpos. El comentario se centra principalmente en los cuerpos estáticos (en reposo) mas que los cuerpos dinámicos que están en movimiento. (Phillips, 1998).

Propiedades mecánicas son las respuestas medidas, tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles o no elásticas), de los materiales bajo una fuerza aplicada o la distribución de fuerzas. Una categoría de propiedades físicas es el grupo de propiedades que se expresan mas a menudo en unidades de tensión y deformación, las cuales pueden representar las medidas de: 1) deformación reversible o elástica, esto es, límite proporcional, elasticidad y modulo de elasticidad; 2) deformación irreversible o plástica, por ejemplo, porcentaje de alargamiento, o 3) una deformación de deformación elástica y plástica, como dureza y resistencia producida. Para comentar estas propiedades primero deben entenderse los conceptos de tensión y deformación. (Phillips, 1998). La propiedad mecánica más importantes a tratar dentro de este seminario es la Microdureza de las resinas compuestas.

1. Dureza superficial

En ciertas ocasiones interesa fundamentalmente analizar el comportamiento de la superficie del material; por ejemplo, la mayor o menor dificultad con que puede ser dañada o desgastada. Una manera de evaluar ese comportamiento es determinar la dureza (Macchi, 2000).

El termino dureza es difícil de definir. En mineralogía, la dureza relativa de una sustancia depende de su capacidad para resistir el rayado. En metalurgia y en muchas otras disciplinas el concepto de dureza más generalmente aceptado es el de “resistencia a la mella”. Según este precepto se designa en la actualidad a la mayor parte de las pruebas de dureza (Phillips, 1998) y se mide como la fuerza por unidad de superficie de indentación (Craig, 1998).

En odontología, la Dureza se define como “*la resistencia de un material a ser perforado, indentado, cortado o rayado*” (Phillips, 2004).

El conocimiento de la dureza de los materiales contiene información valiosa para el odontólogo. Las pruebas de dureza se incluyen en numerosas especificaciones de la Asociación Dental Norteamericana para los materiales dentales. Hay diversos tipos de pruebas durezas de superficie. La mayor parte depende de la capacidad de la superficie del material para resistir la penetración por una punta bajo una carga específica. Las pruebas usadas más a menudo para determinar la dureza de los materiales dentales se conocen con un nombre de Barcol, Brinell, Rockwell, Share, Knoop y Vickers. La elección de la prueba debe ser determinada por el material que se va a medir (Phillips, 1998).

La prueba de dureza de Brinell es una de las más antiguas utilizada para determinar la dureza de los metales. En dicha prueba, se presiona una bola de acero endurecido bajo una carga específica en la superficie de un material pulido. La carga se divide por el área de la superficie proyectada de muesca, y el cociente se denomina número de dureza de Brinell, abreviado en general como BHN. Por lo tanto, para una carga determinada, cuanto menos sea la muesca, mayor el número y la dureza del material (Phillips, 1998).

La prueba de dureza de Rockwell a veces es similar a la de Brinell en que se usa una punta de diamante cónica o una bola de acero. En vez de medir el diámetro de la impresión, se mide la profundidad de penetración directamente mediante un indicador de marcación sobre el instrumento. Se dispone de numerosos puntos de muescas con diferentes medidas para probar diversos materiales. El número de dureza de Rockwell (RHN) se designa de acuerdo con el marcador particular y la carga utilizada, sin embargo, ni la prueba de Brinell ni la de Rockwell son apropiada para materiales frágiles (Phillips, 1998).

La prueba de dureza de Knoop usa una herramienta con muescas de diamante que hace cortes de configuración geométrica. La impresión es romboidal en el contorno y se mide la longitud de la diagonal más larga. El área proyectada se divide por la carga para obtener el número de dureza de Knoop (KHN). Cuando se hace la muesca y enseguida se quita el marcador, la forma del marcador de Knoop causa recuperación elástica de la impresión proyectada que ocurre principalmente en la diagonal más corta. Por lo tanto, las tensiones se distribuyen en tal forma que solo las de menos eje se someten a carga por relajación. Así pues, el valor de dureza de hecho es independiente de ductilidad (Capacidad de material de conservar la tensión elástica de formarse permanentemente sin llegar al límite de ruptura) del material probado. La dureza del esmalte del diente puede compararse con la del oro, la porcelana, la resina y las de otros materiales de restauración (Phillips, 1998).

1.1. Dureza Vickers (VHN):

El test de dureza de Vickers fue desarrollado en Inglaterra en el año 1925 y fue formalmente conocido como “el test de dureza de la pirámide de diamante”. La prueba de dureza de Vickers emplea los mismos principios de prueba de dureza que en la prueba de Brinell. Sin embargo, en vez de una bola de acero se usa un diamante con la forma cuadrada de la base de una pirámide (Phillips, 1998) de 136 grados que se hace penetrar en el material por medio de una carga definida (Craig, 1998). El test de Vickers tiene dos rangos de fuerza de medición, micro (10 a 1000 gramos) y macro (1 a 100 kilogramo), para cubrir todas las exigencias requeridas. El indentador es igual para ambos rangos, por lo tanto, los valores de dureza Vickers están continuamente por sobre el rango total de dureza de los metales (normalmente HV100 a HV1000). Con excepción de los test de fuerza por debajo de 200 gramos, los valores Vickers son generalmente considerados como un test de fuerza independiente. En otras palabras, si el material testeado es uniforme, los valores Vickers serán los mismos si se usa una fuerza de 500 gramos o una fuerza de 50 kilogramo. Bajo 200 gramos, se debe tener precaución cuando se intenta comparar resultados (Instron Corporation, 2005).

El indentador produce una indentación cuadrada, cuyas longitudes de las diagonales son medidas y promediadas. Aunque la impresión es cuadrada en vez de redonda, el método para calcular el número de dureza Vickers (VHN) es el mismo para el BHN, en la cual la carga se divide por el área proyectada de la muesca (Phillips, 1998).

La prueba Vickers se emplea en las especificaciones de la ADA. La prueba es apropiada para determinar la dureza de los materiales en zonas pequeñas duros y frágiles; por lo tanto, se ha usado para medir la dureza de la estructura del diente (Phillips, 1998)

Las pruebas de Knoop y Vickers se clasifican como pruebas de microdureza, en comparación con las de Brinell y Rockwell de macrodureza. Tanto la prueba de Knoop como la de Vickers emplean cargas menores de 9,8 Newton. Las escotaduras resultantes son pequeñas y se limitan a una profundidad menor de 19 μm . Por lo tanto, se puede medir la dureza en regiones pequeñas de objetos muy delgados (Phillips, 1998).

1.2. Método de Testeo Vickers: (Instron Corporation, 2005)

- El indentador es presionado sobre de la muestra, por un test de fuerza controlado correctamente
- La fuerza es mantenida por un rango de tiempo específico, normalmente 10 – 15 segundos.
- Después de que el rango de tiempo es completado, el indentador es removido dejando una indentación en la muestra, Aparece una forma cuadrada en la superficie.
- El tamaño de la indentación es determinado óptimamente por la medida de las dos diagonales del cuadrado indentado.
- El número (valor) de dureza Vickers está en función de la fuerza testeada dividida por el área de la superficie indentada. El promedio de las dos diagonales es usado en la fórmula siguiente para calcular la dureza Vickers:

$$\text{VHN} = \frac{\text{constante} \times \text{test de fuerza}}{\text{diagonal del cuadrado}}$$

Tabla IV. Dureza Vickers de estructuras dentarias y algunos materiales restauradores (O'Brien, 1996; Anderson, 1998).

Dureza Vickers	
Estructura	VHN
Estructura Dentaria	
Esmalte	350
Dentina	60
Resinas Compuestas	
Composite Universal Charisma	81
Composite Universal Heliomolar Radiopaque	56
Composite Universal Herculite XR	74
Composite Universal Z-100	120
Composite Anterior Durafill	48
Composite Anterior Helio Progress	50
Composite Anterior Prisma Fil	83
Composite Anterior Silux Plus	59
Composite Posterior Clearfil Photo	159
Composite Posterior Heliomolar	61
Varios	
Porcelana	450
Resina acrílica	20
Aleaciones Cr-Co	420
Amalgama (fase Ag-Hg)	120

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS

Los diferentes métodos de aplicación de la luz para la polimerización no producen diferencias en la microdureza Vickers de las resinas compuestas.

OBJETIVOS

1. Objetivo General:

Evaluar la microdureza Vickers de una resina compuesta polimerizada por cuatro técnicas de fotopolimerización.

2. Objetivos Específicos:

- Determinar la microdureza Vickers de la resina compuesta para cada técnica de fotopolimerización en estudio.
- Comparar la microdureza Vickers superficial de la resina entre cada grupo.
- Comparar la microdureza Vickers de la base de la resina compuesta entre cada grupo.
- Determinar el porcentaje de polimerización de cada grupo en estudio.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el siguiente estudio de tipo comparativo, “in vitro” y experimental fue seleccionada la resina compuesta Filtek™ Z250 (3M-ESPE) color A2 (Fig. 11) para obtener las muestras. Se confeccionaron 5 cuerpos de prueba para cada grupo en evaluación, resultando 25 muestras.



Figura 11 -Resina compuesta Filtek™ Z 250 (3M-ESPE)

Confección de los cuerpos de prueba

Los cuerpos de prueba fueron confeccionados en matrices metálicas para evitar la dispersión de la luz a través de la matriz. (Andrade, 2001; Carreira y Vieira, 2002).

La matriz de formato circular (Fig. 12) con una cavidad interna de 5 mm de diámetro y 2 mm de grosor fue rellenada mediante una espátula, a través de un incremento único, con la resina compuesta Filtek™ Z250.



Figura 12 - Matriz metálica

Previamente al rellenado de la cavidad de la matriz con la resina, se utilizó una capa fina de vaselina líquida, aplicada con un cotonete para aislar la resina compuesta de metal y facilitar la remoción de los cuerpos de prueba después de la fotopolimerización. En seguida, la matriz

metálica fue colocada sobre una placa de vidrio, con una huincha de poliéster interpuesta entre esta y la matriz, conforme al esquema de la figura 13.

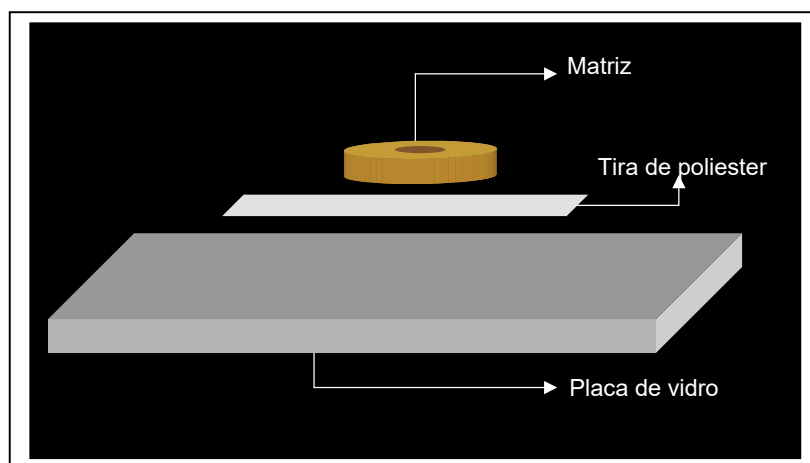


Figura 13: Secuencia de colocación de los componentes antes de la inserción de la resina compuesta.

La resina compuesta, fue insertada en la cavidad de la matriz en un incremento único con una espátula Thompson (TD4X) teniendo cuidado para evitar la incorporación de burbujas de aire. Después de la inserción del material, se colocó otra cinta de poliéster y una placa de vidrio sobre la matriz, como se observa en la figura 14.

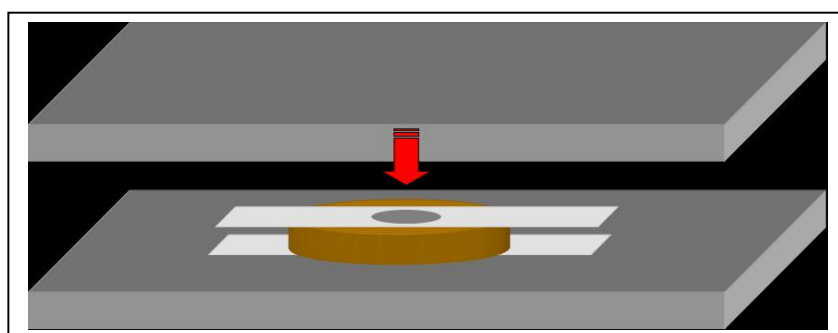


Figura 14: Secuencia de colocación de los componentes después de la inserción de la resina compuesta.

Se colocó la placa de vidrio superior sobre la matriz sin compresión, apenas con el peso de la placa. Este procedimiento permitió el escurriendo de excesos de material y la obtención de una superficie nivelada con la matriz metálica. Para evitar un movimiento de báscula de la placa de vidrio superior, fueron colocados discos del mismo grosor de la matriz (2 mm) formando un trípode, garantizando que los cuerpos de prueba presentaran grosores iguales en toda su extensión. Una vez realizado este procedimiento, la placa de vidrio permaneció apoyada sobre la matriz durante 25 segundos, tiempo que permitió conseguir una superficie lisa. Luego, se removió la placa de vidrio superior y se aplicó la punta activa de la fuente fotoactivadora,

directamente sobre la tira de poliéster durante 40 segundos (Dunn y Bush, 2002; Fan y cols, 2002; Hansen y Asmussen, 1993; Pereira y cols, 1997; Pereira y cols, 2001). El proceso de fotopolimerización fue monitoreado siempre a través de la programación del cronómetro incorporado dentro de la unidad de fotopolimerización, apagándose la luz al momento de cumplir el tiempo programado. Fue utilizada como fuente de luz el fotopolimerizador a base de LEDs Bluephase (Ivoclar-Vivadent) (Fig. 15), realizando cuatro técnicas de fotopolimerización. En el grupo I se utilizó la técnica convencional, que posee como parámetros la aplicación de una luz (íntimo contacto) en forma continua durante 40 segundos, con una intensidad de 650 mW/cm^2 . En el grupo II fue utilizada la técnica convencional modificada, en la cual se aplicó la luz a una distancia de 1 cm de los cuerpos de prueba, durante 10 segundos con una intensidad de 650 mW/cm^2 (a una distancia de 1 centímetro, la intensidad que llega al cuerpo de prueba es de aproximadamente de 300 a 350 mW/cm^2), inmediatamente seguida de una aplicación de luz en íntimo contacto con los cuerpos de prueba, durante 30 segundos con la misma intensidad. En el grupo III se realizó la técnica Soft start, donde se utilizó una luz que aumentaba gradualmente de cero hasta 650 mW/cm^2 en 5 segundos, posteriormente en forma casi instantánea se produce un aumento de la intensidad a 1100 mW/cm^2 , siendo mantenida durante 35 segundos. En el grupo IV se utilizó la técnica Pulse-delay. En esta técnica se aplica la luz durante 10 segundos con una intensidad de 650 mW/cm^2 , luego de esperar 3 minutos, se aplicaba luz durante 30 segundos a una intensidad de 1100 mW/cm^2 . Todas las técnicas utilizadas en este estudio, tuvieron como tiempo máximo de 40 segundos de aplicación de luz (Fig. 16). Las técnicas anteriormente nombradas se encuentran resumidas en el Tabla V.



Figura 15: Lámpara LEDs Bluephase (Ivoclar-Vivadent).

Las intensidades de luz utilizadas en cada técnica fueron corroboradas entre cada muestra a través del radiómetro digital que posee el fotopolimerizador Bluephase, antes de cada polimerización.



Figura 16: Proceso de fotopolimerización controlado por un cronómetro incorporado

Tabla V. Características de las lámparas técnicas de fotopolimerización evaluadas

Grupo	Técnica de Fotopolimerización	Fuente	Fabricante	Intensidad de Luz (mW/cm ²) X Tiempo		Densidad de energía J/cm ² (total)	Longitud de onda (nm)
				*Inicial	*Final		
G I	Convencional	LED	Ivoclar-Vivadent	650	650 x 40s	26000	430 - 490 *
G II	Convencional Modificado	LED	Ivoclar-Vivadent	650 x 10s	650 x 30s	26000	430 - 490 *
G III	Soft start	LED	Ivoclar-Vivadent	650 x 5s	1100 x 35s	41750	430 - 490 *
G IV	Pulse-delay	LED	Ivoclar-Vivadent	650 x 10s	1100 x 30	39500	430 - 490 *
* Datos del fabricante							
** Radiómetro Incorporado en el equipamiento							
Densidad de energía = Intensidad x tiempo							

Luego de la fotopolimerización, los cuerpos de pruebas fueron identificados diferenciando la cara superficial de la base y clasificados de acuerdo al grupo al que pertenecían, con ayuda de un marcador permanente. Luego fueron envueltos en papel aluminio y almacenados secos en un recipiente oscuro a prueba de luz durante 24 horas (Dunn y Bush, 2002; Fan y cols, 2002; Hansen y Asmussen, 1993; Leonard, 2002; Turbino y cols, 1992).

Análisis de la Microdureza

La obtención de los valores de microdureza fueron realizados al completar las 24 horas de confección de los cuerpos de prueba. Luego de este tiempo, cada cuerpo de prueba fue dividido en 4 cuadrantes con ayuda de un bisturí nº 15. Este procedimiento facilitó la orientación en el momento del test y permitió obtener impresiones aleatorias. El test de microdureza Vickers fue realizado a través del microdurómetro HMV-2, Micro Hardness Tester, Shimadzu (Fig. 20), con cargas de 50 gf durante 30 segundos para cada impresión. Se realizaron 4 impresiones en la cara superficial y 4 en la cara basal (una por cuadrante) (Fig. 17). El resultado factorial fue establecido en los 4 grupos (con 5 cuerpos de prueba cada uno) por 8 impresiones por cuerpo de prueba, totalizando 160 registros.

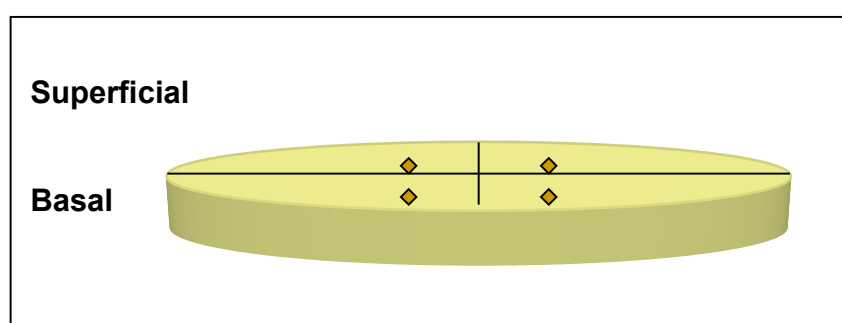


Figura 17: Esquema de división por cuadrantes.

Los cuerpos de prueba fueron colocados en el centro de la base del microdurómetro y eran enfocados con la lupa de 40x. Como los cuerpos estaban ya predivididos, se iban a realizar las indentaciones en el sentido de las agujas del reloj, tratando de encontrar sectores donde hubiera una buena lisura superficial, y no existieran microburbujas, zonas irregulares, partículas de cuarzo, etc. En caso de dificultad de ubicación dentro de cada uno de los cuadrantes, se utilizaba la lupa de 10x para tener una visión más general y encontrar el cuadrante correspondiente a indentar.

Una vez identificado claramente el lugar se procedía a indentar (Fig. 18). Una vez realizada la indentación en el cuadrante deseado, la maquina automáticamente volvía al modo de lupa 40x para realizar la indentación de los parámetros necesarios para poder obtener el valor exacto de microdureza. Para ello, la lupa posee dos líneas rectas marcadas con un I y un II. Primero, se realiza la medición en sentido horizontal, se colocan las dos líneas en el vértice de la pirámide de base cuadrangular que dejaba el indentador (Fig. 19), se fija con un botón, y se establece la distancia en micrómetros de esta longitud. A continuación, se giraba la lupa para realizar las mismas mediciones en el sentido de la vertical (Fig. 21). El valor era fijado y eso entregaba el valor final de la dureza, como se aprecia en la figura de ejemplo. Tres operadores entrenados verificaban las mediciones realizadas.

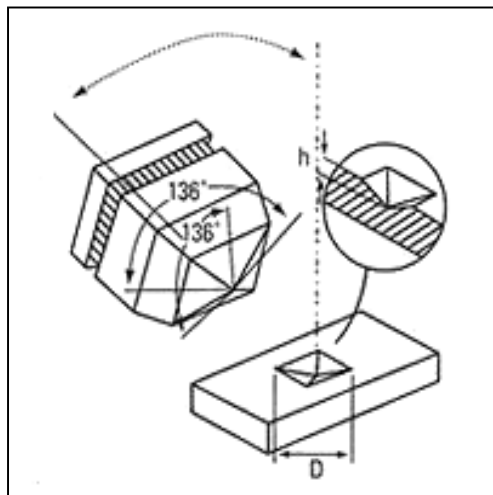


Figura 18: Características de Indentador.

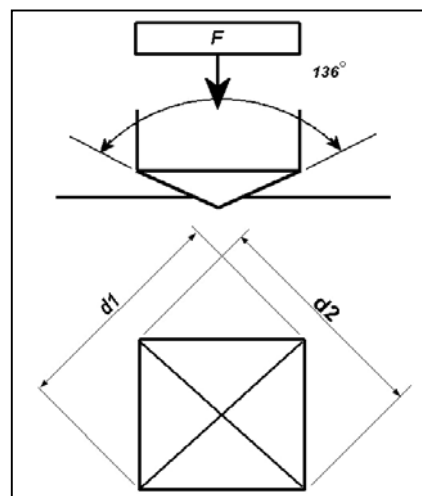


Figura 19: Característica Indentación.

Una vez obtenida esta indentación, se buscaba otro cuadrante a trabajar, moviendo la lupa de 40x, o la de 10x, si era necesaria para encontrarlo.

Una vez obtenidos estos valores, fueron calculados las medias de microdureza para cada cara analizada: superficial (superficie en contacto directo con la fuente de luz) y base (superficie opuesta a la fuente de luz).



Figura 20: Microdurómetro digital.



Figura 21: Indentación en los cuerpos de prueba

Los resultados fueron obtenidos en VHN (kg/mm² – Hardness Vickers) y registrados en tablas confeccionadas específicamente para esta investigación, como se muestra en la Tabla VI.

Tabla VI - Tabela de recoleccion de datos

		Cuadrantes				Media (VHN)
		1	2	3	4	
GRUPO	S					
	B					
	S					
	B					
	S					
	B					
	S					
	B					
	S					
	B					

Porcentaje de Profundidad de Polimerización

Como un indicador de la efectividad de polimerización, fue calculado el porcentaje de profundidad de polimerización. Para determinar este valor, fueron divididas las medias de microdureza de la cara basal por las medias de microdureza de la cara superficial, y el resultado fue multiplicado por 100, como se puede visualizar en la secuencia.

$$\text{Porcentaje de Polimerización} = \frac{\text{Cara basal}}{\text{Cara superficial}} \times 100$$

Planificación estadística

Para la variable microdureza superficial fue analizado un factor de variación: técnica de fotopolimerización (cuatro técnicas de fotopolimerización). Para evitar la influencia personal en los valores de microdureza al momento de realizar las lecturas, las condiciones experimentales fueron evaluadas aleatoriamente. Fue realizada estadística descriptiva (media y desviación estándar). Las medias de microdureza fueron evaluadas a través del análisis de Variancia

(ANOVA). El modelo estadístico factorial resultó en $10 \times 4 \times 2 \times 2$. Para todos los testes se adoptó como nivel de significancia el valor de 5%. Si $p > 0,05$ la hipótesis de nula (H_0) fue aceptada, donde no hay diferencias entre los valores de microdureza. Todos estos cálculos fueron realizados para la superficie y para la de base. O “teste t para muestras pareadas” fue utilizado para comparaciones entre las superficies.

RESULTADOS

Los resultados fueron analizados mediante el test de ANOVA y no análisis de datos pareados. Descartamos el análisis de datos pareados (con distribución t de dos colas) ya que metodológicamente los datos base y superficie no necesariamente constituyen pares de datos, en el sentido que exista una correspondencia espacial dentro del cuerpo de prueba para estas dos mediciones.

a) Estadística Descriptiva:

Supuestos de Normalidad:

En primer lugar, se cumple el supuesto de normalidad distribución de los datos en conjunto global (datos de base y superficie), como se observa en los gráficos, aún cuando el requisito de normalidad no es del todo esencial para el análisis posterior.

En el Gráfico 1 se puede observar la distribución de normalidad de los datos. (x= n-score, y=valores de dureza) y en el Gráfico 2 se observa Histograma de distribución de los valores (x=valores de dureza, y=frecuencia)

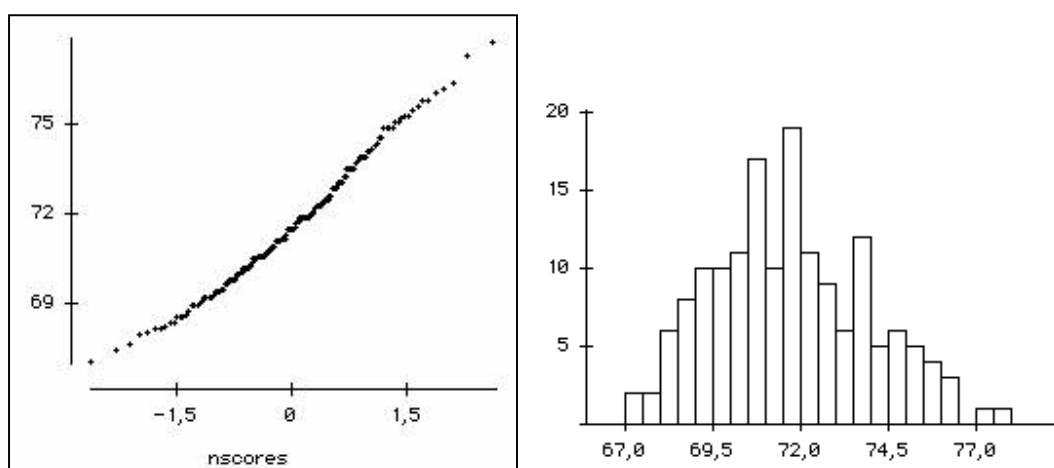


Gráfico 1. Distribución de normalidad

Gráfico 2. Histograma

Tabla VII. Resumen de los datos

Tabla resumen de los datos										
n	Media	Mediana	Desv Est	Varianza	Rango	Min	Max	Rango Intercuartil	25%	75%
158	71,648	71,5	2,235	4,996	10,8	67	77,8	3,1	70	73,1

La curva de distribución tiende a la recta con ausencia de datos escapados evidentes en ambos extremos, en tanto el histograma muestra concentración central de datos, distribución simétrica y ausencia de grandes brechas de datos.

El análisis descriptivo de los datos agrupados por factor y grupos muestrales obtenidos fue registrado en la Tabla VIII (Media y Desviación estándar) y Gráfico 3.

Tabla VIII. Medias y Desviación Estándar

	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo4	
	superficie	base	superficie	base	superficie	Base	superficie	base
N	20	20	20	20	20	20	20	20
Medias	75,37	73,30	71,59	70,21	71,12	69,85	72,05	69,68
desv-est	1,00	0,81	1,19	1,41	1,22	1,06	1,88	1,49

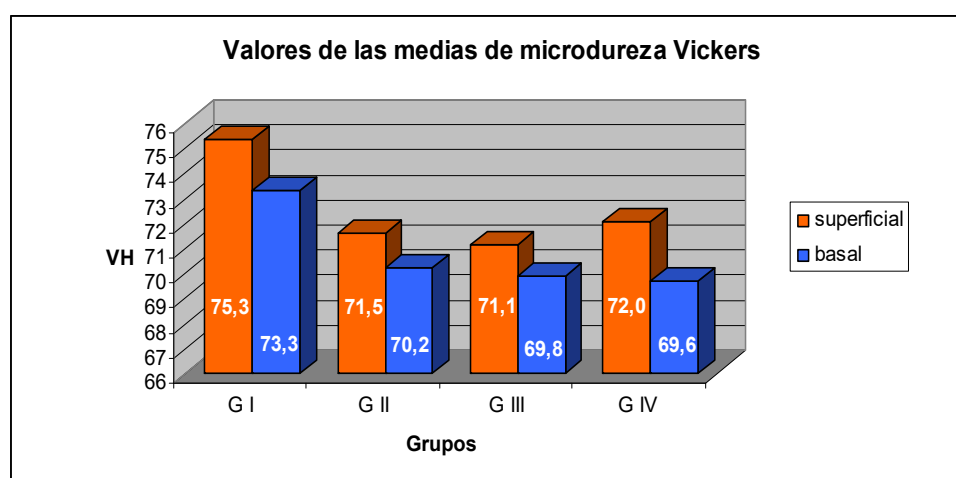


Gráfico 3. Representación gráfica de las medias de microdureza para cada grupo.

Tabla IX. Medias obtenidas y registradas en el estudio, agrupados por factor de análisis (Grupos I a IV, técnicas de fotocurado) y muestras agrupadas.

Medias de los grupos								
	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo IV	
	superficie	base	superficie	base	superficie	base	superficie	base
Muestra1	74,45	73,525	72,1	69,375	71,25	69,7	70,925	69,35
Muestra2	76,3	73,7	71,875	69,525	72,425	69,75	70,975	68,425
Muestra3	75,675	73,4	70,2	69,725	70,125	70,25	72,05	69,675
Muestra4	75,025	73,4	72,425	71,525	70,55	69,475	72,575	69,75
Muestra5	75,4	72,475	71,325	70,875	71,25	70,075	73,7	71,175

Este análisis fue realizado para los datos obtenidos tanto de las mediciones de la variable dureza en superficie como para la dureza en base.

Los datos originales medidos están contenidos en el anexo. Los valores de microdureza fueron representados en la unidad de medida VHN.

A nivel descriptivo la evidencia señala valores más altos para las medias de dureza en el grupo I, y cierta homogeneidad en los grupos restantes. Un análisis más fino en las diferencias de las medias se realiza a continuación.

b) Estadística Analítica, Prueba de Hipótesis.

Para contrastar la hipótesis nula de homogeneidad de las medias en los cuatro grupos, contra la hipótesis alternativa de al menos una media con valores significativamente diferentes (con nivel de significancia estándar $\alpha=0,05$), se utilizó un análisis simple de Varianza de un factor (ANOVA) para cuatro grupos muestrales. La información se agrupa en las siguientes tablas:

Tabla X. ANOVA de un Factor, información general para los datos “superficie”

Análisis de varianza de un factor (para los datos de superficie)				
Grupos	n	Σ	x	Var.
G I	5	376,850	75,370	0,481
G II	5	357,925	71,585	0,760
G III	5	355,600	71,120	0,763
G IV	5	360,225	72,045	1,355

Tabla XI. ANOVA de un Factor, información detallada para los datos “superficie”.

Análisis de varianza						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F¹</i>	<i>p²</i>	<i>Valor crítico para F³</i>
Entre grupos	55,90975	3	18,63658333	22,1930138	0,0000060322	3,238871522
Dentro de los grupos	13,436	16	0,83975			
Total	69,34575	19				

Tabla XII. ANOVA de un Factor, información general para los datos “Base”

Análisis de varianza de un factor (para los datos de base)				
Grupos	n	Suma	Promedio	Varianza
G I	5	366,500	73,300	0,228
G II	5	351,025	70,205	0,893
G III	5	349,250	69,850	0,096
G IV	5	348,375	69,675	0,981

Tabla XIII. ANOVA de un Factor, información detallada para los datos “Base”.

Análisis de varianza						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	43,824625	3	14,60821	26,5853	0,0000018718	3,238872
Dentro de los grupos	8,79175	16	0,549484			
Total	52,616375	19				

¹ Valor estadístico de Prueba F.

² Valor p para el test ANOVA

³ Valor Crítico para el test ANOVA, de la distribución F de Fischer que debe contrastarse con el valor estadístico de prueba F.

Tabla XIV. ANOVA de un Factor, información general para los Datos en General

Análisis de varianza de un factor (para los datos)				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
G I	10	743,35	74,335	1,505306
G II	10	708,95	70,895	1,263861
G III	10	704,85	70,485	0,82975
G IV	10	708,6	70,86	2,598361

Tabla XV. ANOVA de un Factor, información detallada para los Datos en General.

Análisis de varianza						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	97,6041875	3	32,53473	20,99937	0,000000048908	2,866266
Dentro de los grupos	55,7755	36	1,549319			
Total	153,3796875	39				

De la Información obtenida por la prueba ANOVA se infiere con alto grado de significancia que los datos indican el rechazo de la hipótesis nula inicial para **cada grupo**, esto es que las medias de las durezas superficial y de la base son 0 (o que no hay diferencia entre las medias de dureza), y por lo tanto existe al menos un grupo que arroja valores medios de dureza superiores al resto (Grupo I).

DISCUSIÓN

Los resultados de esta investigación poseen un importante significado clínico ya que es necesario comparar los datos entregados por los fabricantes en relación a las lámparas de fotocurado y los obtenidos en las investigaciones. Lo mismo ocurre con las resinas compuestas, ya que las diferentes composiciones del material influyen la dureza de este y así otros factores como el tipo de fuente de luz, el tiempo de exposición, la intensidad de esta luz y técnicas de fotopolimerización por nombrar algunos de ellos.

Numerosas investigaciones muestran que la fotopolimerización de las resinas compuestas es posible considerando algunos factores adversos, desde que se utilice una técnica adecuada. Estas relacionan la polimerización de la resina compuestas con diversos factores como: color de la resina compuestas, tipo de relleno, grosor del material, distancia de la fuente de luz, intensidad de luz, tipo de la fuente fotopolimerizadora, entre otros (Rueggeberg y cols, 1994; Pereira y cols, 2001; Mills y cols, 2002; Coelho Santos y cols, 2002; Rastelli, 2002; Fan y cols, 2002).

Según la literatura, una resina compuesta endurecida no significa que la misma este efectivamente polimerizada (Yap y cols, 2000; Pereira y cols, 2001; Carreira y Viera, 2002). El grado de polimerización de las resinas compuestas fotoactivadas disminuye con el aumento del grosor del incremento y la profundidad de polimerización del material siendo este considerado un indicativo de fracaso clínico (Hansen y Asmussen, 1993).

La calidad de polimerización es determinada por el grado de conversión, o sea, por la formación de radicales libres hasta constituir una red de polímeros. Un alto grado de conversión y suficiente profundidad de polimerización están relacionados a la composición del material, intensidad y longitud de onda adecuada. Un incremento de la intensidad de luz aumenta gradualmente el número relativo de radicales libres (Eliades y cols, 1987; Yap y Seneviratne, 2001). En presente trabajo se puede inferir que a altas intensidades de luz existe una mayor cantidad de radicales libre, en la mediada que estos aumenten en la reacción las propiedades físico mecánicas de las resinas serán mejores.

La intensidad de luz es un factor primordial que puede determinar un buen desempeño de las lámparas, siendo que la variación de la intensidad de luz puede resultar en alteraciones significantes en la profundidad de polimerización de las resinas compuestas por lo que es recomendado una intensidad mayor a 400 mW/cm^2 para grosores máximos de 2mm por incremento (Pereira y cols, 1999; Yap y cols, 2000; Kurachi y cols, 2001; Rastelli, 2002; Pereira, 2003). En el presente trabajo se utilizaron diferentes intensidades de luz, siendo la más baja de aproximadamente de 650 mW/cm^2 y la más alta de 1100 mW/cm^2 , ambas intensidades ampliamente superiores a las descritas en la literatura para grosores de 2mm.

Otro factor importante que debe ser considerado es la longitud de onda de las lámparas de fotopolimerización, siendo que el espectro de emisión de una lámpara de luz halógena es de 400 a 500 nm y para las lámparas a base de LEDs de la primera generación, este valor es de 400 a 450 nm (Mills y cols, 2002; Franco y Lopes, 2003). La longitud de onda dado por el fabricante para la lámpara Bluephase, que es considerada de tercera generación, es de 430 – 490 nm, siendo un rango más específico para la CQ (peak máximo de 468 nm), que es el fotoiniciador encontrado

en la resina compuesta Filtek Z250. Es importante tener conocimiento de este dato ya que existen otros fotoiniciadores que se encuentran fuera de este rango, por lo que deben ser polimerizados con una fuente de luz compatible. Si no fuese de esta forma el grado de conversión será menor por lo tanto menor microdureza de la resina compuesta.

En este trabajo, concordando con los resultados de Andrade y cols (2001) y Karachi y cols (2002), se puede apreciar que los mayores valores de microdureza fueron para la superficie en todos los grupos, independiente de las variables analizadas, esto sucede debido al íntimo contacto que presenta la luz con esta cara. De esta forma una mayor cantidad de fotones estarán excitando al fotoiniciador, desencadenando la reacción de polimerización.

Los resultados mostraron que los mayores valores de microdureza, se registraron en el G I, independiente de la cara analizada. Presentando diferencias significativas con el resto de los grupos en estudio.

En el estudio de Ribeiro y cols, (2003) evaluaron la influencia de cuatro lámparas de fotopolimerización sobre la microdureza Vickers de la resina compuesta Filtek Z250 (3M-ESPE) color A2. Las lámparas evaluadas fueron: una lámpara de luz halógena Optilux/Demetron y tres a base de LEDs: Ultraled/Dabi Atlante, UltraLumeLED 2/Ultradent y Elipar®FreeLight2/3M-ESPE. Este estudio demostró que las lámparas UltraLumeLED 2 y Elipar®FreeLight 2 proporcionaron los mejores resultados independientemente de la superficie analizada. La lámpara Ultraled (Dabi Atlante) presentó los menores valores de microdureza. Las lámparas a base de LEDs que presentaron mejores resultados, son lámparas LEDs de segunda generación donde se constata la mejora en la tecnología de estos sistemas. La lámpara LED utilizada en el presente trabajo es considerada de tercera generación ya que presenta una tecnología que permite obtener altas intensidades llegando aproximadamente de 1100 mW/cm².

La terminología de segunda generación está siendo empleada por los fabricantes, para referirse a las nuevas lámparas a base de LEDs con intensidad mayor y un rango más amplio en la longitud de onda. El desarrollo de la tecnología tuvo como finalidad obtener intensidad de luz mayor que 400 mW/cm² y una banda de longitud de onda menos estrechas. En la de tercera generación estamos hablando de intensidades de aproximadamente 1100 mW/cm².

Los resultados obtenidos por los grupos II, III y IV, pueden indicar que estas técnicas requieran de más tiempo de exposición para obtener mayor dureza tanto en la superficie como en la base. El fabricante de la resina compuesta Filtek™ Z250 preconiza que el tiempo de fotopolimerización debe ser de 20 segundos para incrementos de 2,5mm. Sin embargo para los grupos II, III y IV, será necesario un tiempo mayor de exposición de la luz, para los incrementos 2mm de grosor (Perfil técnico del fabricante, 2001).

Nuestros resultados sugieren que para incrementos de 2mm asociados al un tiempo de exposición de 40 segundos, la resina compuesta puede presentar menores valores de microdureza en la Base cuando son comparados con la cara superficial. Esta disminución de la microdureza, asociado al grado de conversión de monómeros en polímeros de la resina compuesta probablemente se puede explicar por la incorporación de pigmentos en la composición del material, lo que resulta con que esos colores sean más opacos. Un material con mayor opacidad

no permitiría el ingreso de la misma cantidad de luz a través de este cuando se compara con un material con menor opacidad. Estos resultados sugieren que otras investigaciones deben ser realizadas para determinar el tiempo exacto para conseguir una adecuada polimerización de este color de resina compuesta, así como de otros colores y materiales de otros fabricantes.

Las diferentes técnicas de fotopolimerización han sido concebidas como métodos para disminuir el estrés de contracción, en relación a esto se puede decir que Christensen y cols (1999), Franco y cols (2000), relataron que el estrés de contracción de polimerización puede ser minimizado alargándose la fase pre-gel de la resina compuesta, mediante el uso de una fotoactivación inicial con una baja intensidad de luz, seguida por alta intensidad, denominada polimerización de partida suave por Mehl y cols (1997). Este método de fotoactivación permite el alargamiento de la fase pre-gel de la resina compuesta fotopolimerizable, a la semejanza de lo que ocurre en las resinas autopolimerizables. En el presente trabajo los grupos II, III, y IV, que presentaban una baja intensidad inicial obtuvieron los menores valores de microdureza, independiente de la superficie en estudio.

El uso de la polimerización gradual, mediante la reducción de la intensidad inicial de luz, seguida por una fotoactivación con alta intensidad final mejora la integridad marginal de restauraciones de resinas compuestas y ha sido comprobada por diversos autores (Feilzer, 1995; Unterbrinck y Muessner, 1995; Mehl, 1997; Bouschlicher y cols, 1997; Davidson-Kaban, 1997; Koran y Kürschner, 1998; Feng y Suh, 1999; Kanca y Suh, 1999; Lösche, 1999; Silva, 1999; Wang y cols, 1999). En este seminario los Grupos II, III y IV, presentaban una intensidad inicial baja para luego terminar con una alta intensidad, los resultados obtenidos muestran que los valores de microdureza son menores que los obtenidos en por G I.

Cuando se utiliza una baja intensidad de luz, un menor número de radicales libres estarán disponibles reduciendo o limitando la cantidad de grupos de monómeros de metacrilatos que serán convertidos en polímeros. Esto hará con que la reacción de polimerización se procese más lentamente, permitiendo el alivio del estrés, mediante el escurrimiento de las moléculas (fase pre-gel), por la superficie no adherida. Cuando la resina alcance el punto gel, el máximo de escurrimiento ya habrá ocurrido y entonces una alta intensidad de luz será usada para complementar la reacción de polimerización. Con este método se gana tiempo clínico y el grado de polimerización final será equivalente al obtenido con una alta intensidad de luz. (Bouschlicher y cols. 1997; Rueggeberg, 1999; Villarroel, 2003).

El criterio de porcentaje de polimerización establece que una resina bien polimerizada posee un porcentaje igual o superior al 80 %. Los resultados obtenidos en este estudio fueron superiores a este porcentaje para todos los grupos, con lo cual podemos deducir que la polimerización obtenida por la resina, para incrementos, de 2mm fue optima.

Muchas investigaciones deben ser desarrolladas para que se pueda conocer las características y propiedades exactas de las nuevas resinas compuestas y de las lámparas que son lanzados al mercado. Se puede observar a través de los resultados de esta investigación que las lámparas a base de LEDs continúan desarrollándose en tecnología y tienen un futuro promisorio en la odontología.

CONCLUSIONES

Una vez finalizada la investigación y en base a los resultados obtenidos podemos concluir que:

- En todos los grupos en estudio, las caras superficiales presentaron diferencias cuando fueron comparadas con las caras basales.
- Independiente de la superficie estudiada los valores más altos para la microdureza Vickers de la resina compuesta Filtek™ Z250, fueron encontrados en el grupo I (técnica convencional).
- En todas las técnicas donde se utilizo una baja intensidad inicial finalizando con una alta intensidad, la microdureza superficial y basal se vio disminuida en comparación con la técnica en donde la intensidad de la luz se aplico en forma continua.
- Mediante todas las técnicas de fotopolimerización aplicadas en este estudio, se pudo obtener un porcentaje de polimerización adecuado, siendo superior al 80%.
- La microdureza de la resina compuesta Filtek™ Z250 se ve influenciada por las diferentes técnicas de polimerización. No obstante, la composición, intensidad de la luz, tiempo de aplicación, entre otros factores, determinan de igual forma una correcta polimerización de la resina compuesta.

SUGERENCIAS

El presente trabajo de investigación puede servir de referencia y guía para la realización de nuevos estudios relacionados con el tema.

Sería interesante realizar una comparación entre la microdureza obtenida por una resina compuesta y el grado de conversión de la misma, polimerizada con las diferentes técnicas antes descritas.

Evaluar con cual de las técnicas antes descritas se podrían lograr los mejores resultados en cuanto a propiedades físico-mecánicas v/s estrés contracción de polimerización.

Evaluar la dureza superficial que poseen las resinas compuestas entre los diferentes colores, para analizar la influencia de los pigmentos en el paso de la luz.

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue evaluar la microdureza Vickers de una resina compuesta (Filtek Z250 (3M-ESPE) color A2, polimerizada por cuatro técnicas de fotopolimerización. Los Cuerpos de prueba cilíndricos (5mm de diámetro y 2mm de espesor) fueron preparados en una matriz metálica cubiertos por una tira de poliéster, fotoactivados por 40s y almacenados en recipientes oscuros por 24h. Cada grupo presentaba cinco cuerpos de prueba. Fueron utilizadas las siguientes técnicas: Grupo I: Convencional; Grupo II: Convencional modificada; Grupo III: Soft start; Grupo IV: Pulse delay. El HMV-2 Micro Hardness Tester (Shimadzu) fue utilizado con una carga de 50 gf por 30s, realizando cuatro penetraciones en la región superficial y cuatro en la base de cada muestra. Los mayores valores medios fueron observados en la cara superficial (GI: 75,370VHN; GII: 71,585VHN; GIII: 71,120VHN; GIV: 72,045 VHN) cuando fue comparado a la cara de la base (GI: 73,300VHN; GII: 70,205VHN; GIII: 69,850VHN; GIV: 69,675VHN). Los resultados fueron analizados mediante el test ANOVA, con un nivel de significancia de $p < 0,05$. Se concluye que el tipo de técnica de fotopolimerización influyó en los valores medios de microdureza Vickers de la resina compuesta testada donde, las caras superficiales independientes del grupo en estudio fueron superiores a las bases. Existe una disminución en los valores de microdureza tanto en la cara superficial como en la basal, con las técnicas que se inician con baja intensidad y finalizan con alta.

Bibliografía

Abril, I., (2002) “Contracción de Polimerización en Odontología Restauradora” conferencia dictada en Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso, Universidad de Valparaíso, Junio 2002.

Andrade, M. y cols., (2001) “Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria”. *JADA –Brasil*, v.4, n. 6, Nov/Dez, pp. 373-377.

Anusavice, K., (1998) *La ciencia de los materiales dentales de phillips*, décima edición, México D.F., Mc Grau Hill.

Bottino, M. y C. Feller, (1992) *Actualización en la clínica odontológica*, Sao Paulo, Artes Medicas.

Bouschllicher, M.; Vargas, M. y D. Boyer, (1997) “Effect of Composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization forces”; *Am J Dent*, v.10, n.2, pp.88-96.

Bowen, R., (1963) “Properties of silica reinforced polymer for dental restoration”; En: Castro, S., “Resinas compuestas: Evolucion y estado actual”, *Rev. ABO Nac.*, v. 10, n. 4, Ago/Sep, pp. 213-218.

Busato, A. y cols, (2000) “Restauraciones directas en resinas compuestas para dientes posteriores”, En: Feller, C. y R. Gorab, “Actualizacion en la clinica odontologica”. *APCD/artes medicas*, v. 2, cap.1, pp. 4-27

Cabanes G.; (2001) “Fuentes lumínicas para la fotoactivación en Odontología”, España, disponible en <http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>. [Accesado el 3 de Septiembre del 2005]

Carvalho, R. y cols; (1996) “A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief”. *Operative Dentistry*, v.21, n.1, pp.17-24.

Carreira, A. y D. Viera. (2002) “Intensidade de luz através da resina composta”; *JADA-Brasil*, v. 5, n.4, Jul./Ago, pp. 245- 251.

Castro, S.; (2002) “Resinas compuestas: Evolucion y estado actual”, *Rev. ABO Nac.*, v.10, n. 4, Ago/Sep, pp. 213-218.

Coelho Santos, M.; Silva e souza JR., M. y R. Mondelli. (2002) “Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas”. *JBD - Jornal Brasileiro de Dentística & Estética*, v.1, n.1, Jan./Mar, pp.14-21.

Craig, R., (1998) *Materiales de odontología restauradora*, décima edición, Madrid, Harcourt Brace.

Chain, M. y L. Baratieri, (1998) *Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores*, Sao Paulo, Artes medicas Latinoamericana.

Chain, M. y L. Baratieri, (2001) *Restauraciones estéticas con resina compuestas en dientes posteriores*, Sao Paulo, Artes Medias Latinoamericana.

Christensen, G., (1999) "Sorting out the confusing array of resin-based composites in dentistry". En: Castro, S., "Resinas compuestas: Evolucion y estado actual", *Rev. ABO Nac.*, v. 10, n. 4, Ago/Sep, pp. 213-218.

Christensen, R. y cols, (1999) "Resin Polymerization problems - are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both?"; *Compend Cont Educ Dent*, v.20, n.25, pp.42-54.

Davidson, C. y A. Gee., (1984) "Relaxation of polymerization stresses by flow in dental composites"; *Journal Dental Research*, v.63, n.2, pp.146-148.

Dunn, W. y C. Bush, (2002) "Uma comparação da polimerização de resinas compostas através de aparelhos com LEDS (Luz emitida por diodo) e aparelhos com luz halógena"; *JADA – Brasil*, v. 5, n. 3, Maio/Jun, pp. 142-148.

Eliades, G.; Vougiouklakis, G., Caputo, A., (1987). "Degree of double bond conversion in light-cured composites". *Dent Mater*, v. 3, n. 1, Jan./Feb, pp. 19-25.

Elipar™ FreeLight 2, (2001) "Lámpara de Fotopolimerización LED", *perfil técnico del producto*.

Fan, P. y cols., (2002) "Curing-light intensity and depth of cure resin-based composites tested according to international standards"; *JADA*, v. 133, April, pp. 429-434.

Feng, L. y I. Suh., (1999) "Reduction of shrinkage stress by two-step curing"; *Journal Dental Research*, v.78, Special Issue, pp.37t, Abstract 2122.

Feilzer, AJ; Gee, A. y C. Davidson, (1987), "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration". *J Dent Res*, v.66, n.11, pp.1636-1639.

Feilzer, A. y cols. (1995) "Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface". *Eur J Oral Sci*, v.103, n.5, pp.322-326.

Filtek Z250 (3M), (1999) "Restaurador universal para dientes anteriores y posteriores". *Perfil técnico del producto*.

Franco, E. y cols., (2000), "Avaliação da contração de polimerização de diferentes materiais restauradores", *Pesq Odont Bras*, v.14, pp.52, Abstract 1324.

Franco, E. y G. Lopes, (2003) “Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos”. *Biodonto*, v. 1, n. 2, pp. 10-54.

Friedman, M. y cols., (1999) “New light curing options for composite resin restorations”; *Compend Cont Educ Dent*, v.20, n.2, pp.122-134.

Fujibayashi, K. y cols., (1998) “Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes”; *Dentistry in Japan*, v. 34, Mar., pp. 49-53.

Hansen, E. y E. Asmussen., (1993) ”Correlation between depth cure and surface hardness of a light-activated resin”; *Scand J Dent Res*, v. 22, pp. 62 – 64.

Hofmann N.; Hugo B. y B. Klaiber., (2002) “Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness”; *Eur J Oral Sci* 2002; v.110: pp.471–479.

Instron Corporation., (2005) “Vickers Test”; United States; disponible en http://www.instron.com.ar/wa/applications/test_types/hardness/Vickers.aspx [Accesado el 15 de Septiembre del 2005]

Jandt, K. Y cols., (2000) “Depth cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)”. *Dental Materials*, v. 16, n. 1, pp. 41-47.

Kanca III, J.; Suh, B.I.; (1999) “Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins”; *Journal Dental Research*, v.12, n.3, pp.107-112.

Kawaguchi, M.; Fukushima, T. y K. Miyazaki., (1994) “The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites”, *Journal Dental Research*, v. 73, n. 2, Feb., pp. 516-521.

Koran, P. y R. Kürschner., (1998) “Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization”; *Am J Dent*, v.11, n.1, pp.17-22.

Kurachi, C.; Tuboy, A., Magalhães, D. y V. Bagnato., (2001), “Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices”, *Dent Mater*, v. 17, n. 4, jul., pp. 309-315.

Leonard, D. y cols., (2002) “Polymerization efficiency of LED Curing Lights”; *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, v. 14, n. 5, pp. 286-295.

Lopes, G. y cols., (2001) “Efeito do tempo e da intensidade de luz na microinfiltração de restaurações de resina composta”; *J Bras Clin Estet Odonto*, v.5, n.25, pp.11-14.

Macchi, R. (2000) *Materiales dentales*. Tercera Edición, Buenos Aires, Panamericana.

Mc Cabe, J., (1988) *Anderson materiales de aplicación dental*. Primera Edición, Barcelona, Salvat.

Mehl, A.; Hickel, R. y K. Kunzelmann, (1997), "Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start-polymerization". *J Dent*, v.25, n.3-4, pp.321-330.

Mills, R.; Uhl, A. y K. Jandt., (2002) "Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs)". *Br Dent J*, v. 193, n. 8, pp. 388-391.

Nagel, R.; (1999) "Operation and diagnostic features of the VIP light"; *Compend Cont Educ Dent*, v.20, n.25, pp.34-41.

Nagem Filho, H. (1993) *Resina composta*. Bauru, sin Editorial.

Nomoroto R.; (1997) "Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins"; *Dent Mater J*, v.16; pp.60 – 73.

O'Brien W.; (1996) "Vickers Hardness, VHN" en Biomaterials Properties Database, University of Michigan, Unites States, Disponible en http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/Vickhard.html [Accesado el 2 de Septiembre del 2005]

O' Brien, R., (1980) *Materiales dentales y su selección*. Primera Edición , Buenos Aires, Panamericana.

One, M., Basting, R. y C. Serra., (1998) "Resinas compuestas: una alternativa restauradora para la preservacion de estructura dentaria perdida", En: Castro, S., "Resinas compuestas: Evolucion y estado actual", *Rev. ABO Nac.*, v. 10, n. 4, Ago/Sep, pp. 213-218.

Pereira, S. y cols., (1997) "Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos fotopolimerizadores"; *Revista da APCD*, v. 51, n. 3, pp. 257-260.

Pereira, S. K., (1999) "Resina composta fotopolimerizável. Avaliação da dureza superficial em função de: cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material".. 216f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

Pereira, S.; Porto, C. y A. Mendes., (2001) "Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta"; *JBC-Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia*, v. 5, n. 26, pp. 156-161.

Pereira, S.K.; Pascotto, R. y F. Carneiro., (2003). "Avaliação dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas". *JBD-Jornal Brasileiro de Dentística & Estética*, v. 2, n. 5, pp. 29-35.

Phillips, R., (1993) *La ciencia de los materiales dentales de skiner*, Novena Edición, México D.F., Mc Grau Hill.

Phillips I.W., (2004) *Ciencia de los materiales dentales*, Undécima Edición, México D.F., Mc Grau Hill.

Rastelli, A. (2002) “Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz: halógena, laser de argônio e LEDs”, 186f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

Ribeiro, J. y cols., (2003) “Avaliação da microdureza Vickers de um compósito odontológico utilizando aparelho halógeno e à base de LEDs”. En: “Anais da SBPqO Águas de Lindóia”, *Pesquisa Odontológica Brasileira*, v. 17, suplemento 2, pp. 185.

Rueggeberg, E. y D. Jordan, (1993) “Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite”; *Int J Prosthodont*, v.6, n.4, pp.364-370.

Rueggeberg, F.; Caughman, W. y J. Curtis JR., (1994) “Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite”, *Operative Dentistry*, v.19, n.1, Jan – Feb, pp.26-32.

Rueggeberg, F.; (1999) “Contemporary Issues in photocuring”; *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, v. 20, supl. 25, Nov., pp. 4-15.

Sakaguchi, R.L.; (1999) “A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications”; *Compend Cont Educ Dent*, v.20, n.25, pp.16-23.

Semicondutores. In: Radiotécnico e TV (P&B) e a cores. Santa Cruz do Sul – RS: Instituto Padre Réus, [199-]. n. 4.

Silva e Souza Junior, M. H., (1998) “procedimientos restauradores esteticos en resina y porcelana para dientes posteriores”. En: Castro, S., “Resinas compuestas: Evolucion y estado actual”, *Rev. ABO Nac.*, v. 10, n. 4, Ago/Sep, pp. 213-218.

Silva, E., (1999), “Influência da fotoativação na dureza e na adaptação marginal de resinas compostas”. *Avaliação de método de réplicas para microscopia óptica*. Bauru, 148p.Dissertação(Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Silva, H., (2002) *Resina composta: Ciencia dos materiais*, Primera Edición, Sao Paulo, Artes Medicas.

Sturdevant, J., (1996) *Operatoria dental arte y ciencia*. Tercera edicion, Madid, Mosby.

Small, B. (1999) Effects of light intensity, time, and direction on gap formation of resin restorations. *Gen Dent*, v.47, n.5, pp.460-462.

Suh, B. (1999) "Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stresses in light-cured composites"; *Compend Cont Educ Dent*, v.20, n.25, pp.34-41.

The dental Advisor; (1998) "Resinas compuestas condensables"; v.5, n.8, pp.1-12

Turbino, M. y cols., (1992) "Photopolymerized resins: surface hardness variation in relation to time of polymerization and setting"; *Brazilian Dental Journal*, v. 3, n.2, pp.87-94.

Uhl, A.; Mills, R. y D. Jandt., (2003), "Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units". *Dental Materials*, v. 24, n. 10, May., pp. 1787-1795.

Versluis, A. y O. Tantbirojn., (1999) "Theoretical considerations of contraction stress"; *Commend Cont Educ Dent*, v.20, n.25, pp.24-32.

Villarroel, M; Castañeda, J. y J. Mondelli., (2003a) "Comparação das forças de polimerização de uma resina composta utilizando aparelho halógeno e a base de LEDs"; 20º Reuião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica – SBPQO, Agosto 2003, Abstract 2253.

Villarroel, M y J. Gomes., (2003b), "Effect of various curing systems on microtensile bond resistance". *81 St General Session of the IADR Göteborg. J Dent Res* v.82, Special Issue, June, pp.201b, Abstract 1510

Villarroel, M; Ribeiro, JP; Cavina, D; Castaneda-Espinosa, JC ; Mondelli, R ; Pereira, S; Gomes, JC; (2004) "Evaluación de las fuerzas de contracción generadas por una resinas compuesta al ser polimerizada por luz halógena y a base de LEDs". *Revista Dental de Chile*, v. 95, n. 3, pp. 24-31.

Yap, A. y C. Seneviratne., (1987). "Influence of Light Energy Density on effectiveness of composite cure". *Oper Dent*, v.26, n.5, set./oct., pp. 460-466.

Yap, A. (2000), "Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time", *Oper Dent*, v.25, n.2, mar.apr. 2000, pp. 113-120.

Yoon T.-H.; Lee Y.-K. y B. Lim., (2002) "Kim Degree Of Polymerization Of Resin Composites By Different Light Sources"; *Journal Of Oral Rehabilitation* 2002, v.29; pp.1165–1173.

Wang, Y. y B. Suh, (1999) "The effect on microstrain in a composite of time interval in a two-step curing procerure"; *J Dent Res*, v.78, Special Issue, pp.395, Abstract 2320.

ANEXOS

1. Tablas de recolección de datos:

		Cuadrantes				
		1	2	3	4	Media (VHN)
GRUPO I	S	74.6	74.4	74.9	73.9	74,45
	B	73.8	73.5	73.5	73.3	73,525
	S	74.9	77.3	75.2	77.8	76,3
	B	72.5	73.1	75.3	73.9	73,7
	S	75.8	76.4	74.9	75.6	75,675
	B	73.9	73.7	72.9	73.1	73,4
	S	74.6	76.2	74.2	75.1	75,025
	B	73.7	73.1	73.9	72.9	73,4
	S	75.5	76.1	75.1	74.9	75,4
	B	73.5	71.2	72.9	72.3	72,475

		Cuadrantes				
		1	2	3	4	Media (VHN)
GRUPO II	S	72.4	71.9	72.2	71.9	72,1
	B	71.3	67.6	67.9	70.7	69,375
	S	70.9	70.6	74.1	71.9	71,875
	B	68.2	68.3	71.1	70.5	69,525
	S	69.7	71.5	70.2	69.4	70,2
	B	68.6	70.3	71.1	68.9	69,725
	S	72.3	72	72.5	72.9	72,425
	B	71.9	71.5	71.2	71.5	71,525
	S	71.2	71.9	69.8	72.4	71,325
	B	70.2	70.4	71.1	71.8	70,875

		Cuadrantes				
		1	2	3	4	Media (VHN)
GRUPO III	S	72.6	70.9	70	71.5	71,25
	B	69.8	69.1	69.2	70.7	69,7
	S	71.9	72.2	73.8	71.8	72,425
	B	69.7	69.8	70.3	69.2	69,75
	S	70.2	70.6	69.8	69.9	70,125
	B	69.2	69.8	71.5	70.5	70,25
	S	72.6	69.4	69.3	70.9	70,55
	B	70.1	68.5	67.4	71.9	69,475
	S	72.5	70.5	70.8	71.2	71,25
	B	71.5	70.1	69	69.7	70,075

		Cuadrantes				
		1	2	3	4	Media (VHN)
GRUPO IV	S	73.5	68.9	70.5	70.8	70,925
	B	70.3	71.6	67	68.5	69,35
	S	70.1	71.1	70.6	72.1	70,975
	B	69.5	68.1	68	68.1	68,425
	S	69.2	74.3	71.7	73	72,05
	B	68.5	69.4	68.9	71.9	69,675
	S	70.7	72	72.3	75.3	72,575
	B	68.7	69.5	70.2	70.6	69,75
	S	75.8	72.2	73.3	73.5	73,7
	B	71.9	70	72.3	70.5	71,175

2. Anexos resultad

Tabla XV. Varianza entre las muestras

Varianza entre las muestras							
	<i>G I</i>	<i>G II</i>	<i>G III</i>	<i>G IV</i>	var	E. De prueba F	Val.Cr.
Base	75,37	71,59	71,12	72,05	3,7273	5,457	3,9034
superf	73,30	70,21	69,85	69,68	2,9216		

- se rechaza la igualdad de las medias

Tabla XVI. Varianza dentro de las muestras

Varianza dentro de las muestras							
	<i>G I</i>	<i>G II</i>	<i>G III</i>	<i>G IV</i>	var	E. De prueba F	Val.Cr.
Base	0,994	1,406	1,490	3,537	1,3024	5,457	3,9034
superf	0,654	1,988	1,134	2,220	0,5354		

Tabla XVII. Tabla General de Resultados de las Muestras Estudiadas.

General							
	<i>G I</i>	<i>G II</i>	<i>G III</i>	<i>G IV</i>	var	E. De prueba F	Val.Cr.
v.e.m.	74,34	70,83	70,49	70,86	3,2861	2,3668	3,2269
v.d.m.	1,90	2,17	1,69	4,25	1,3884		

Tabla XVIII. Análisis de Variación de datos

Análisis de Variación				n.signif: 0,05
		Base	Superficie	
	N	79	79	
X	Media	72,5392405	70,756962	
S	desv.stand	2,163	1,941	
S2	Vafrianza	4,681	3,767	

Para dos varianzas muestrales, se utiliza la distribución F
 $F = 1,24258464$

Prueba de dos colas, con 0,025 en cada cola

Valor crítico de F está entre 1,3519 y 1,5343

El valor 1,2611 no cae en la región crítica por lo tanto no se rechaza la hipótesis de igualdad de varianzas.

- N 80
- d medias 1,78227848
- sd 1,4877
- Estadístico de Prueba de hipótesis para datos apareados
- valor e.prueba $t = 10,7152719$
- grados de libertad=79
- valor crítico de $t(0,05 \text{ y } 79 \text{ gl}) = 1,99$ **1,99**

Gráfico 2. Representación gráfica del porcentaje de polimerización de cada grupo.

