

DESARROLLO DEL METODO PARA EVALUAR GRADO DE POLIMERIZACIÓN  
DE SISTEMAS DE RESINAS COMPUESTAS

CAROLINA BURBANO  
CESAR HERNÁNDEZ  
PAOLA MORANTES  
SANDRA NÚÑEZ  
ANDRÉS SANTOFIMIO

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
BOGOTÁ D.C.  
2003

**DESARROLLO DEL METODO PARA EVALUAR GRADO DE POLIMERIZACIÓN  
DE SISTEMAS DE RESINAS COMPUESTAS**

**CAROLINA BURBANO  
CESAR HERNÁNDEZ  
PAOLA MORANTES  
SANDRA NÚÑEZ  
ANDRÉS SANTOFIMIO**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar  
al título de Odontólogo**

**Asesor Científico  
CESAR RODRÍGUEZ  
Odontólogo Especialista en Prostodoncia**

**Asesora Metodológica  
CLAUDIA HURTADO ARANGO  
Odontóloga Especialista en Gerencia en Seguridad Social en Salud**

**Asesor estadístico  
MILCIADES IBAÑEZ PINILLA  
Estadístico-matemático**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
BOGOTÁ D.C.  
2003**

**Nota de Aceptación**

---

---

---

---

Presidente Jurado

---

Jurado

---

Jurado

Bogotá D.C., Abril 25 de 2003

## **AGRADECIMIENTOS**

Los autores expresan sus agradecimientos:

A las Directivas de la Universidad por su preocupación en formar profesionales éticos y con calidad humana.

Al cuerpo Docente por su incondicionalidad para compartir conocimientos con los alumnos.

A todas las personas que nos acompañaron durante el desarrollo profesional.

Gracias.

## CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	8
1. ASPECTOS TEÓRICOS-CIENTÍFICOS	9
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	9
1.1.1 Formulación del problema	10
1.2 JUSTIFICACIÓN	10
1.3 PROPÓSITO	10
1.4 MARCOS	11
1.4.1 Marco teórico	
1.4.2 marco conceptual	50
1.5 OBJETIVOS	
1.5.1 Objetivo General	52

2. ASPECTOS TÉCNICO-METODOLÓGICOS	53
2.1 TIPO DE ESTUDIO	53
2.2 OBJETO DE ESTUDIO	54
2.3 DEFINICIÓN DE VARIABLES	59
2.5 PROCEDIMIENTO	60
BIBLIOGRAFÍA	

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Número de dureza Knoop para microrrelleno de acuerdo a a profundidad

Tabla 2. Número de dureza Knoop para microrrelleno de acuerdo a la fuente de exposición

Tabla 3. Número de dureza opaca el híbrido de acuerdo a la profundidad

Tabla 4. Número de dureza Knoop para el híbrido de acuerdo a la fuente de exposición

## INTRODUCCIÓN

El aumento en el número de pacientes que recurren a tratamiento odontológico ha generado problemas en la calidad de atención, debido a que generalmente requieren de diferentes procedimientos restaurativos, en los que, en ocasiones, se hace necesario un lapso de tiempo mayor al que le asignan al Odontólogo en su lugar de trabajo, o del que realmente dispone en su consulta.

Lo anterior representa una limitante en la eficiencia que requiere el trabajo profesional, por lo cual se hace necesario buscar alternativas que ayuden en el manejo de los diferentes elementos usados en los tratamientos odontológicos, y una de ellas es la medición del tiempo de polimerización en la dureza de las resinas compuestas de microrrelleno e híbridas, con relación al tiempo de fotoactivación, a la fuente de luz y grado de polimerización de la resina, para no cometer errores que puedan perjudicar al paciente y no sea durable el tratamiento.

Además, el advenimiento de las nuevas técnicas y materiales, ha puesto a los investigadores a desarrollar diferentes mecanismos de uso, de los cuales el profesional debe estar a la vanguardia para brindar a su paciente la mejor opción.

Con base en lo anterior, los autores han decidido estructurar la investigación comparando y midiendo la dureza de las resinas, de acuerdo a los diversos factores que intervienen en su uso como son: la polimerización, dureza de resina y luz utilizada.

# 1. ASPECTOS TEÓRICOS-CIENTÍFICOS

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las variables derivadas que se encuentran en esta investigación han sido parte de muchos estudios y sus resultados han determinado que estas son inherentes básicamente a la lámpara de fotocurado, al material y por último a la técnica de tratamiento. ( Zachrisson, 1996 )

Conociendo los factores, como son el efecto de la polimerización sobre los composites y los dientes, se deben evaluar las propiedades del material, una de las cuales es la dureza de la resina. (Zachrisson, 1996)

Según Zachrisson (1996), uno de los grandes problemas causantes de la falla de los composites es por el cambio volumétrico del material, cuando se somete a la polimerización. El autor refiere que la contracción de polimerización resulta del stress que sufre el diente restaurado, y que esto se refleja en problemas postratamiento como el dolor, la fractura, y la presencia de márgenes abiertos de la restauración, que pueden resultar en micro filtración y caries recurrente.

Hay que tener en cuenta entonces que muchos factores tienen un efecto directo sobre la contracción de polimerización de las resinas compuestas como: el tamaño de la restauración, la configuración cavitaria, la técnica de colocación (incremental o en bloque) y el método de curado (químico o de fotocurado).(Zachrisson, 1996)

¿Cómo estandarizar el procedimiento del método para medir el grado de polimerización de las resinas Filtek A 110, Z250, en tiempos de 20 y 40 seg, con lámparas LED y halógena?

## **1.2 JUSTIFICACION**

La importancia de este estudio radica en la observación de la dureza de las resinas dependiendo del grado de polimerización, por lo cual se han escogido dos clases de resina: la , Z 250, Filek A 110, , y las diferentes fuentes de luz utilizada, entre las cuales se encuentran la lámpara de plasma, la lámpara LED y la lámpara halógena.

Actualmente en la odontología el uso de material implica que éste proporcione características físicas, mecánicas, estéticas y funcionales, fácil manejo, longevidad, biocompatibilidad y prevención. Por esta razón se han desarrollado varios materiales de obturación como la amalgama, pasando por las resinas, ionómeros convencionales y finalmente los ionómeros modificados con resina, los cuales tienen mucha relevancia en los tratamientos odontológicos.

## **1.3 PROPÓSITO**

Con este estudio se pretende estandarizar el método para evaluar, cuantificar el número de mediciones por espécimen y la aparatología para medir el grado de polimerización de las resinas compuestas, creando un diseño ideal del espécimen a utilizar; además fortalecer la línea de investigación de la profesión y ayudar a los futuros investigadores que se interesen en esta área.

## 1.4 MARCOS

### 1.4.1 MARCO TEÓRICO

La historia de las resinas compuestas empieza con Ralph Bowen en 1963 quién patentó una resina Epoxi denominada bisfenol A glicidil metacrilato o (BIS-GMA), cuya utilización mediante la técnica de ácido grabado revolucionó la operatoria dental. Posteriormente para aumentar su dureza Bowen incluyó en la mezcla partículas de sílice y debido a su gran viscosidad el trietilenoglicoldimetacrilato o TEGDMA, con el fin de obtener un producto más fluido y más manejable. Las resinas están compuestas por matriz orgánica que son Bisfenol-glicidil metacrilato (BIS-GMA) y el dimetacrilato de ureato (UDMA) estos dos monómeros utilizan un tercer monómero que ayuda a que se de una buena polimerización y controlan la viscosidad, dicho monómero es el Tietilen-glicol-dimetacrilato (TEGDMA). Otro elemento de la resina es el material de relleno, que es un componente inorgánico mineral. (Gregory, 2001)

La función del material de relleno es mejorar la dureza, la resistencia a la abrasión y disminuir la contracción a la fotoactivación. Su tercer componente es un agente de unión que va a unir el relleno inorgánico con la matriz orgánica, esto va a permitir una resistencia a la fractura y va a reducir concentración de fuerzas en las interfaces. El efecto que causa la incorporación de diferentes monómeros a las resinas compuestas dentales, así como en la elaboración e incorporación de otros nuevos monómeros. En este último aspecto se ha tratado de desarrollar materiales con las mejoras en el activado y en las propiedades y con una mínima contracción en la polimerización. Se ha planteado que ácidos cíclicos anhídridos, como el anhídrido maleico o la metacrilamida pudieran servir como agentes de cadenas cruzadas para componentes del BIS-GMA o UDMA y así mejorar su fortaleza y resistencia a la abrasión. También se adicionó un 20% de quetonas

bifuncionales como la diacetilacetona a los composites de UDMA y BIS-GMA causando un significativo incremento del grado de módulo de ruptura y el incremento del grado de curado y el entrecruzamiento. Se ha sintetizado también el metilen-butirilolactona (MBL), que se adicionó a la combinación de resinas BIS-GMA/TEGDMA produciendo composites con fortaleza ligeramente mejorada y mejor estabilidad. (Gregory, 2001)

Las resinas compuestas, son materiales usados para obturar cavidades, formados por una matriz orgánica y partículas de relleno. La matriz está formada por monómeros, al aplicar una energía sobre ellos, se desencadena su unión, es la llamada reacción de polimerización, es decir, se ha formado un polímero que es el cuerpo de la obturación. El inicio de la polimerización puede ser mediante sustancias químicas ( autopolimerización), mediante la aplicación de luz halógena (fotopolimerización). (Obrier, 1995)

Las partículas de relleno son las responsables de la dureza y de la resistencia del material obturador y a pesar de que cada vez se tienen materiales más duros, la gran ventaja de los composites es la estética, el paciente a veces, no detecta la pieza que le ha sido obturada. (Obrier, 1995)

La dureza es la resultante de la interacción de muchas otras propiedades. Entre estas están: La resistencia, el límite proporcional, ductilidad, maleabilidad, resistencia a la abrasión y al corte. Sin embargo debido a la necesidad de poder medirla, la dureza es definida como la resistencia de la superficie de un cuerpo de ser indentado. Así, dependiendo del tamaño ó la profundidad de la indentación será la dureza de un material. Los aparatos usados para medir la dureza de los materiales son los durímetros dentro de los cuales encontramos: Brinell ( BHN), este es un Durímetro de macrodureza, Rockwell ( RHN), este es un Durímetro de

macrodureza, Vickers (VHN), este es un Durimetro de microdureza, Knoop ( KHN), este es un Durimetro de microdureza.( Guía de biomateriales 2001)

Recientemente, las resinas compuestas de tipo pasta-pasta han sido ampliamente usadas en el campo de la odontología clínica para restauraciones estéticas. Sin embargo tienen desventajas como son: porosidad, vencimientos, y una caída consecuente en la naturaleza físico-químico de las resinas curadas. Para contrarrestar estos problemas se han desarrollado las resinas compuestas de fotocurado. Las ventajas de estas resinas sobre las convencionales son : la porosidad, y el vencimiento se controlan, son manejadas fácilmente, ya que se permite un mayor tiempo de trabajo, las propiedades físico-químicas de las resinas curadas son superiores a las resinas convencionales. (Obrier, 1995)

La introducción de las resinas compuestas, en la práctica de la odontología se considera como algunos de los avances más relevantes de la odontología clínica moderna. Su amplia y rápida difusión entre los profesionales de la odontología, a supuesto una auténtica revolución en la operatoria dental introduciendo conceptos y prácticas como el de odontología adhesiva, sinónimo de muchos aspectos de una odontología estética y menos invasiva. (Gregory, 2001)

Hoy por hoy existe una creciente demanda de materiales de restauración con características similares a los dientes, para sustituir la estructura dental perdida y modificar el contorno y color del diente; las Resinas Compuestas son por definición, combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes con una interfase distinta y están formados por tres constituyentes: una fase orgánica o matriz, una fase inorgánica dispersa y un agente interfase o de acople. La fase orgánica está compuesta por una matriz de resina orgánica, pigmentos, controladores de viscosidad, iniciadores de polimerización, aceleradores e inhibidores, siendo en la actualidad la más utilizada

la resina a base de BIS GMA, la cual es un monómero híbrido, cuya función es unir las partículas de relleno entre sí inorgánica se conoce como una fase dispersa constituida de material inorgánico y partículas. La fase de polímeros pequeñas y de forma variable, esta fase mejora las propiedades mecánicas de la matriz orgánica, disminuyendo la contracción de la polimerización y aumentando su dureza.

El agente interfase, es un agente de unión que se adhiere tanto a la carga orgánica como a la inorgánica sirviendo de acople entre ambas fases. La fuerza y la estabilidad química de la unión interfásica entre resina y carga irán a determinar el comportamiento clínico de la resina. Los más utilizados son los órgano-silanos que son moléculas de doble polaridad que reaccionan con la superficie orgánica e inorgánica, el vinil-silano fue utilizado anteriormente pero lo reemplazo el gama-metacriloxipropiltrimetoxi-silano que proporciona una unión más resistente y más estable. (Guzmán, 1999)

La función de los Estabilizadores de color es absorber la luz U.V y son sustancias como las benzofenonas, benzotiazoles y fenil-salicilatos. Los Inhibidores de la polimerización evitan la polimerización prematura y los más comunes son: 4 metoxifenol y 2 – 4 – 6 triterciaributilfenol.

Los Iniciadores de la polimerización, según el sistema de polimerización empleado, varían en las resinas de activación química que producen un fenómeno redox cuando el peróxido de benzoilo reacciona con la amina liberando radicales activos. En los activados por luz U.V. el etermetil-benzoilo forma radicales libres a través de una onda de 365 NM. (Guzmán1999).

La clasificación de la resina esta dada de acuerdo al modo de polimerización, al tamaño de la partícula del material de relleno y de acuerdo a su viscosidad. De acuerdo al modo de polimerización se dividen en autopolimerización y fotopolimerización. Las resinas de autopolimerización son activadas por mecanismos químicos, se expenden en la forma de dos pastas, en una su

iniciador es el peróxido de benzoilo y en la otra, amina terciaria como activador, éstas dos se mezclan y la amina reacciona con el peróxido de benzoilo para formar radicales libres y se inicia la polimerización. (Baum, 1996).

Las resinas de fotopolimerización utilizan fotoactivadores como la luz blanca para formar radicales libres y un iniciador que es la canforoquinona. Estas resinas se expenden en una sola pasta dentro de una jeringa, la cual contiene un sistema para generar radicales libres, que consiste en una molécula fotoiniciadora y una amina activadora. Cuando los dos componentes están protegidos de la luz no intercalan, pero al exponerse a la luz de longitud de onda precisa se genera un estado de excitación fotoiniciadora que interactúan con la amina y así se forman los radicales libres. La quinona es ampliamente usada como iniciador de resinas de fotocurado visibles. (Baum, 1996)

De acuerdo al tamaño de la partícula del material de relleno se clasifican en resinas de macrorelleno, microrrelleno, partícula fina e híbridas. Las de macrorelleno tienen un tamaño de partícula de 15-35 micras, también poseen una baja resistencia a la abrasión, son difíciles de pulir, su material de relleno es el cuarzo; posee una resistencia a la tensión de 35-40 Mpa y si se midiera su dureza con el durómetro de knoop sería de 55. Las de microrrelleno poseen partículas de tamaño entre las 0.02 - 0.04 micras, el material de relleno usado por estas resinas es sílica coloidal, la contracción a la polimerización es de 2 a 3.5%, la resistencia a la tensión es menor que las de macrorelleno (oscila entre 25 - 35) Mpa y marca 30 knoop de dureza. Posee características como son una alta resistencia, alta capacidad de pulido y bajas propiedades físicas. (Heymann, 1996)

Las resinas de microrelleno comenzaron con una partícula muy pequeña de sílice en un tamaño aproximadamente a 0.4 micrones, pero el pulimento logrado no era consecuencia del tamaño de partícula de la resina, sino de su gran contenido orgánico frente a un 30% a 45% de refuerzo; es entonces un ambiente rico en

matriz orgánica el responsable de la alta estética así como de la pobre resistencia compresiva y abrasiva del material, factor que lo contraindica en el sector posterior. La translucidez es una de las características que más ha molestado a quienes la usan desde el comienzo. Desafortunadamente después de un procedimiento largo, la oscuridad de la parte interna de la boca se detecta a través de la restauración, cambiando el color y el aspecto vital de la misma con respecto al tejido circundante, generando una gran dificultad para bloquear el paso de la luz. (Baez, 2002)

Las resinas de partícula fina poseen un tamaño de partícula de 0.5-3 micras, óxido de Zirconio metálico para mejorar o reforzar las propiedades físicas del material de relleno; la contracción de polimerización es de 1.5-2.5%, y la resistencia tensil de 35-80 Mpa. Poseen mejores propiedades físicas y mecánicas, mayor resistencia al desgaste, baja estética y son radiopacas. (Baez, 2002)

Las resinas híbridas están compuestas por una partícula de 0.1-3 micras, su contracción de polimerización es de 1.5-3%, su resistencia a la tensión es de 50-70 Mpa y su dureza de 55 knoop. (Isidor, 1995)

Las principales características que se observan en ellas son: alta estética, alta capacidad de pulido, buenas propiedades físicas, alta resistencia a la abrasión, por lo que son utilizadas en restauraciones que soportan cargas. (Baum, 1996)

La mayor desventaja que se menciona en las resinas compuestas híbridas a pesar de su tremendo éxito, es la de no mantener el pulido por largo tiempo. Lo anterior era consecuencia de que al buscar mejorar la resistencia en el material híbrido, se mezclaban partículas grandes y pequeñas, por lo que los odontólogos se veían obligados en trabajos de alta estética a utilizar únicamente resinas de micropartícula o en combinación con resinas híbridas. Los estudios han concluido

que a menor tamaño de partícula, aumenta el brillo, la translucidez y genera un efecto opalescente; esta propiedad permite un mejor acierto en el color con relación al diente, sin importar tanto el grosor de la restauración. (Baez, 2002)

Las resinas de acuerdo a su viscosidad pueden ser convencionales, como las empacables o condensables; son resinas con alta viscosidad que permiten ser empacadas en preparación cavitaria, desarrolladas para ser usadas en dientes posteriores debido a sus altas propiedades: Una partícula de 0.8 micras, contracción a la polimerización de 1.8%, Dureza de 85-105 Barcol y Resistencia a la flexión de 115 Mpa. (Ratlidge, 1994)

Las resinas fluidas que son de baja viscosidad, presentan gran escurrimiento, lo cual mejora la humectación y la adaptación de la resina a las paredes cavitarias, disminuyendo la microfiltración. Esta resina posee una partícula de 0.1-1 micrón, Contracción a la polimerización de 2.5 %, Dureza no aplicable, Resistencia a la tensión de 40 Mpa y Resistencia a la flexión de 125 Mpa, por lo cual se usan en lesiones cervicales, lesiones interproximales y en la cementación de carillas. (Heymann, 1996)

En cuanto a sus propiedades físicas se observa: resistencia a la fractura, resistencia a la abrasión y contracción de polimerización. Las variaciones en la cantidad de energía usada durante la polimerización determinan diferencias en el endurecimiento; las variaciones de energía no tienen incidencia sobre estas propiedades. (Abate, Zahra, Macchi, 2001)

El concepto de energía total está basado en la teoría que la polimerización de un composite relacionado con la energía total liberada por éste. Para calcular ésta energía total, la salida de la fuente de polimerización (en Mw/ cm cuadrado y la duración de la exposición (en segundos) debe ser conocida. El requerimiento de energía de cada tipo de composite está marcado sobre el tubo y las unidades de fotopolimerización deben estar marcadas con los niveles de salida. Algunos

fabricantes usan fotoiniciadores distintos a alcanfor quinona, de tal forma que las necesidades espectrales de los composites deben ser emparejadas a la salida espectral de la fuente de polimerización. (Abate y col., 2001)

Durante la fase inicial de polimerización, cuando el polímero continúa en un estado flexible, el composite fluido puede ser usado para prevenir el desarrollo de tensiones en la interfase diente-resina. El punto en el cual el polímero adquiere un mayor módulo y puede transferir las tensiones de polimerización a varias interfases es llamado el punto gel. Sobre este punto, resulta mayor polimerización de la transmisión de tensiones a la unión de composites. Las tensiones desarrolladas durante la polimerización pueden ser minimizadas si el ratio entre las áreas de superficies adheridas y no adheridas es considerado en el desarrollo de la cavidad. (Abate y col., 2001)

En años recientes, la popularidad de las restauraciones estéticas de dientes pigmentados ha generado un incremento dramático en el uso de materiales restaurativos de resinas. Este uso representa al practicante dental nuevos retos restaurativos, tales como la colocación incremental de restauraciones directas de resina y polimerización adecuada de materiales de resina. Estos procedimientos son también técnicas sensibles y requieren un tiempo considerablemente mayor que los convencionales. (Ferracane, 1993)

Los problemas asociados con una polimerización inadecuada, incluyen propiedades físicas inferiores como: Solubilidad en la cavidad oral e incremento de la microfiliación, con la resultante de caries recurrentes e irritación pulpar (Ferracane 1993).

Las resinas activadas con luz de fotocurado dependen de una intensidad lumínica suficiente para lograr una adecuada polimerización al pasar la luz a través del compuesto es absorbido y esparcido, atenuando la intensidad disminuyendo la

efectividad de la luz para la polimerización de resinas al incrementar la profundidad. (Rueggeberg y Mcraig, 1998)

Los factores que afectan la profundidad del curado con luz activada en resinas compuestas son: Tipo de relleno de resina, tamaño de la restauración y carga, atenuación de la transmisión de la luz, espesor y la gama de resina restaurativa; tiempo de exposición; distancia de fuente de luz, e intensidad de la luz. (Bayne, 1994)

Las recientes unidades de curado de luz visible, a menudo fallan por no cumplir con las exigencias de la demanda actual para restauraciones de resina más complejas. Una potencia inadecuada, tiempos largos de curado y fuentes de luz estrechas (menor de 12 mm de diámetro) y la degradación de los componentes (bombillos, reflectores, filtros y fuentes de luz) dificultan el curado de la resina compuesta, especialmente en áreas más profundas. (Blenkenau, 1996)

A diferencia de la luz convencional, hay un tipo de luz llamada láser Argon que difiere significativamente de las fuentes de la luz convencional en:

a) La emisión de energía sobre una banda más estrecha de longitud de onda (40 nm Vs 120 nm) centradas alrededor de 470 nm, la cual es la longitud de onda óptima para actuar el fotoiniciador de canforoquinona (Felsey, 1992).

b) Colimación de luz de láser argón dando como resultado una mayor densidad de potencia consistente sobre distancia. En contraste la densidad de la potencia de una luz visible convencional disminuye con la distancia, debido a una mayor divergencia de luz desde la fuente.

Estos dos factores pueden llevar a un incremento en la eficiencia de la energía de la luz del láser al activar la polimerización de las resinas compuestas.

Recientemente ha habido un interés en la utilización de el láser Argón para iniciar la polimerización de la restauración de resina compuesta. Los resultados de estudios anteriores sugieren que la polimerización de este material con Láser Argón, da como resultado propiedades físicas superiores a las que se obtienen usando una luz visible convencional. (Blenken, 1999)

En varios estudios se han observado las propiedades físicas de resinas compuestas polimerizadas con un láser de argón vs una luz visible convencional; sin embargo, pocos estudios han comparado la microdureza de la resina a profundidades variables para ambas fuentes de luz, a pesar de que la microdureza ha demostrado ser un indicador adecuado del grado de polimerización de resinas compuestas. En un estudio realizado por Masutani en 1990, se observó el grado de polimerización como un valioso indicador del funcionamiento clínico del material restaurativo de resinas, en el cual la dureza de la superficie de la resina curada con láser argón fue comparada a densidad de energías equivalentes, pero con fuerzas producidas y tiempos de exposición variables. La mayor dureza de superficie fue alcanzada utilizando una menor producción de potencia ( $3 \text{ w/m}^2$ ) por 40 seg, comparada con  $600 \text{ w/m}^2$  por 20 seg. En otro estudio publicado por Severin y Maquin en 1998, se reportaron mayores durezas en superficie, usando láser argón a un mínimo de 100 mW, comparado a la luz convencional a tiempos y exposiciones semejantes. ( Masutani y otros 1990)

Investigaciones publicadas por Puckett y Bennett en 1999, compararon la superficie y la dureza de la parte inferior del compuesto de resina polimerizada, con un láser argón por 10 seg. Vs una luz convencional por 30 seg., y aún no siendo significativa la diferencia de la dureza de superficie en ambas fuentes de luz, la dureza de la parte inferior a 3mm, fue significativamente mayor con láser argón Vs luz convencional.

Otros investigadores, Waknine y Cipolla en 1995, obtuvieron una dureza en superficie comparable, con 5 seg, de exposición a un láser argón Vs 40 seg. con luz convencional, mientras que una comparable dureza abajo, a través de 1mm de espesor de resina fue logrado con una exposición de láser argón por 10 seg.

Según Ferracane (1998), aún cuando la microdureza es un parámetro típico para indicar el grado de polimerización de resinas compuestas, las durezas adecuadas en superficie no garantizan una polimerización completa en toda la restauración. Ha sido demostrado que el grado de polimerización de un compuesto de resina activado por la luz decrece con el incremento en profundidad de la superficie expuesta. (Hansen, 2000)

Estudios anteriores han reportado material severamente subpolimerizado en la parte interna de restauraciones curadas, de acuerdo a los tiempos de curado recomendados por el fabricante. Esta resina pobremente polimerizada puede llevar a consecuencias indeseables tales como formación de filtración marginal, caries recurrentes efectos pulpares adversos y un fracaso esencial de la restauración. La dureza de la resina influye considerablemente el pronóstico de la restauración a largo plazo, por lo tanto, es de interés el evaluar la microdureza a diferentes profundidades, para determinar una polimerización adecuada y las propiedades físicas del material restaurativo de resina. (Blenken, 1999)

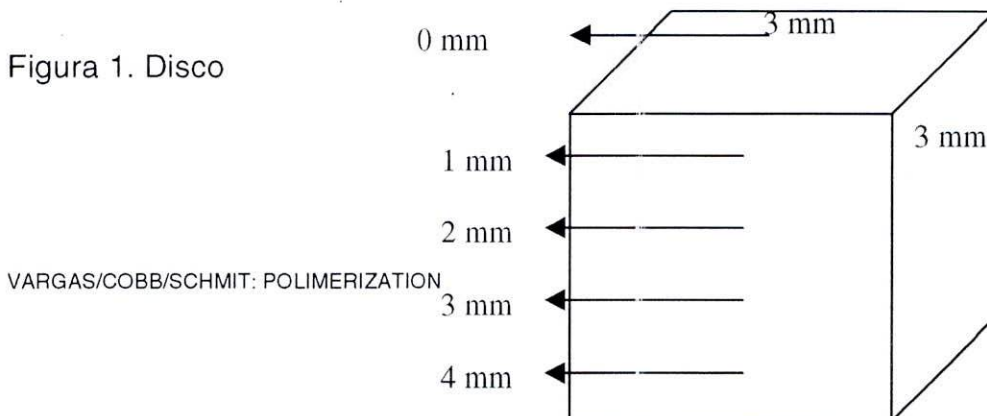
En otro estudio realizado por Swartz y Phillips (1999), basándose en los resultados de numerosos estudios, dicen que los fabricantes en la actualidad recomiendan 40 seg. de exposición a una luz visible convencional, para una polimerización adecuada de materiales de resina restaurativa hasta 3mm de profundidad. Sin embargo, aún surgen preguntas en cuanto a la exposición apropiada (tiempo) para lograr una polimerización comparable usando el argón. Este estudio examinó la profundidad del curado de un microrrelleno y un compuesto de resina híbrido al

comparar la microdureza de 0 a 4mm, al polimerizar con un láser argón por 10,20, 30 seg. o una fuente de luz convencional por 40 seg. (Vargas, 1998)

En este estudio se utilizaron dos tipos de resinas compuestas como: Silux Plus, (3 M productos dentales, St Paul, MN 55144) sombra universal de microrelleno y TPH híbrido (LD Caulk, Milford, de 1963 ) sombra A2; en el fueron preparados 5 muestras por grupo colocando el compuesto en un molde de teflón rectangular dividido : 3mm ancho, 3mm largo y 8mm de profundidad. Las muestras fueron entonces polimerizadas por una exposición de 40 seg. con una unidad de curado de luz visible LV (coltene AG Alstatten, Suiza), o a una exposición con luz láser argón (AL) por 30, 20 o 10 seg. (ILT Modelo 5500 A). (Vargas, 1998)

La potencia producida por la fuente de luz fue medida verificado en cada grupo con el medidor Ophir. La potencia producida por el láser argón se mantuvo a 265 Mw . El tamaño del punto desde la punta de la luz tuvo un diámetro de 6 mm dando como resultado una densidad de potencia de 937 Mw / cm<sup>2</sup>. La LV produjo una potencia de 470 Mw, un tamaño de 13 mm y una densidad de utilizando un medidor de potencia láser Ophir y el funcionamiento del fotocurado fue potencia de 354Mw / cm<sup>2</sup>. (Vargas, 1998)

Figura 1. Disco



Las muestras fueron almacenadas en agua destilada dentro de un contenedor a prueba de luz por 24 horas y la dureza fue determinada utilizando un probador de microdureza Ecomet. (25 g carga por 12 seg. por SP y una carga de 50 g por 12 seg. por TPH ). Las mediciones de dureza fueron tomadas en la superficie de cada muestra para una profundidad 0 y a lo largo de un lado del compuesto de la muestra perpendicular a la fuente de luz a 1,2,3,4 mm de profundidad. (Vargas, 1998)

El análisis estadístico fue realizado usando un análisis de variación de tres tramos (ANOVA) a 0.05, con el SAS instituto software; las tres variables principales fueron materiales (dos niveles), profundidad (cinco niveles) y exposición a la luz (cuatro niveles). Como todas las interacciones fueron consideradas y ninguna fue significativa, 1-tramo ANOVA fue realizado en los tres efectos principales. La prueba de rango múltiple Post Hoc de Duncan para la comparación de apareamiento (pair-wise) se utilizó para determinar donde existían diferencias significativas. (Vargas, 1998)

En este estudio se observaron los siguientes resultados: Los valores de dureza (SD) y los valores P para todos los grupos a profundidad de 0 a 4 mm están resumidos en las tablas 1,2,3 y 4. Las tablas 1 y 3 comparan los valores de dureza de acuerdo a la profundidad y las tablas 2 y 4 comparan los valores de dureza de acuerdo a la fuente de exposición. (Vargas, 1998)

Tabla 1. Número de dureza Knoop para microrrelleno de acuerdo a la profundidad

1Depth	0mm P=0.0976	1mm P=0.016	2mm P=0.0002	3mm P=0.0001	4mm P=0.0078
VL40	31.5(1.7)	33.4(5.6)	33.2(2.2)	30....4(0.7)	24.4(2.7)
AL30	33.1(2.5)	33.4(4.3)	32.2(1.7)	28.1(1.3)	21.6(1.2)
AL20	25.7(1.6)	26.1(3.4)	27.0(3.0)	22.7(2.1)	18.3(3.1)
AL10	28.6(8.7)	24.7(5.8)	20.5(6.0)	14.6(5.9)	

FUENTE: (Vargas, 1998)

Los valores conectados por líneas no tienen diferencia significativa a = 0.05.

Tabla 2. Número de dureza Knoop para microrrelleno de acuerdo a la fuente de exposición

Depth	VL40 P=0.0009	AL30 P=0.0001	AL20 P=0.0003	AL10 P=0.0269
0 mm	31.5(1.7)	33.1(2.5)	25.7(1.6)	28.5(8.7)
1mm	33.4(5.6)	33.4(4.3)	26.1(3.4)	24.6(5.8)
2mm	33.1(2.2)	32.1(1.7)	27.0(3.0)	20.4(6.0)
3mm	30.3(0.7)	28.1(1.3)	22.6(2.1)	20.4(6.0)
4mm	24.3(2.7)	21.5(1.2)	18.3(3.1)	

FUENTE: (Vargas, 1998)

Los valores conectados por líneas no tienen diferencia significativa a  $\alpha=0.05$

Tabla 3. Número de dureza opaca el híbrido de acuerdo a la profundidad

Deph	0mm P=0.02837	1mm P=0.4008	2mm P=0.0242	3mm P=0.0034	4mm P=0.0001
VL40	53.0(6.5)	52.9(2.4)	53.6(4.7)	51.3(4.7)	49.2(4.3)
AL30	48.0(4.3)	51.7(4.5)	53.5(7.5)	53.0(9.1)	49.2(8.2)
AL20	53.4(10.1)	49.6(7.6)	51.3(8.3)	48.0(8.1)	40.1(5.7)
AL10	46.4(4.5)	46.8(7.0)	40.6(6.2)	34.3(6.2)	23.9(5.0)

FUENTE: (Vargas, 1998)

Tabla 4. Número de dureza Knoop para el híbrido de acuerdo a la fuente de exposición

Deph	VL40 P=0.5882	AL30 P=0.6729	AL20 P=0.1358	AL10 P=0.0001
0mm	53.0(6.5)	48.0(4.3)	53.4(10.1)	46.4(4.5)
1mm	52.9(2.4)	51.7(4.5)	49.6(7.6)	46.8(7.0)
2mm	53.6(4.7)	53.5(7.5)	51.3(8.3)	40.6(6.2)
3mm	51.3(4.7)	53.0(9.1)	48.0(8.1)	35.5(3.4)
4mm	49.2(4.3)	49.2(8.2)	40.1(5.7)	23.9(5.0)

FUENTE: (Vargas, 1998)

Los valores conectados por líneas no tiene diferencia... $\alpha=0.05$

- a. KHN mayores significativos, fue encontrado para el híbrido comparado con el compuesto de resina microrrelleno a profundidades equivalentes, para cualquier fuente de luz y tiempo de exposición.
- b. No hubo diferencia significativa en KHN a 0 mm entre los grupos, sin importar la fuente de luz ni el tiempo de exposición para ambas resinas.. tabla 1 y 3
- c. No hubo diferencia significativa en KHN entre 0,1, y 2 mm para un grupo dado para cada fuente de luz y tiempo de exposición tablas 2 y 4...

Microrrelleno Silux Plus:

- a. No hubo diferencia significativa en KHN entre VL 40 y AL30 sin considerar profundidades; 0-4 mm tabla 1
- b. hubo un significante KHN menor entre AL20 y AL10 comparado con VL40 y AL30 a 1-2-3 mm.
- c. A una profundidad de 4 mm la exposición a VL 40 produjo ya dureza significativa mayor que AL 20, a AL 10, LA resina estuvo demasiado blanda para determinar dureza tabla1
- d. Hubo un significante KHN menor para AL 10 A 2 y 3mm, comparado con AL20 tabla 1
- e. Hubo un significante KHN menor a 3 y 4mm comparado con 0.1 y 2mm para AL10 tabla 2
- f. Hubo un significante KHN menor a 4 mm comparado a 3 mm para todas las fuentes de luz tabla 2
- g. VL 40 produjo KHN similar a 0, 1, 2 y 3 mm de profundidad. Estos valores fueron significativamente mayores que la dureza a profundidades de 4mm tabla 2.

### Compuesto híbrido (TPH)

- a. No hubo diferencia significativa en KHN entre VL40, AL30 y AL20 sin considerar la profundidad, excepto AL20 a 4mm tabla 3.
- b. Hubo un significativo KHN menor para AL 10, comparado a otras fuentes de luz a profundidades mayores o iguales a 2mm.
- c. No hubo diferencia significativa en KHN a 0 y 1mm de profundidad entre los grupos sin importar la fuente de luz o el tiempo de exposición tabla 3.
- d. Hubo un significativo KHN menor a 4 mm de profundidad comparado a 0mm para AL 20
- e. Hubo un significativo KHN menor a profundidades de 3 y 4 mm comparado con 0 y 1mm para AL 10 tabla 4.

El autor discute lo siguiente: Las pruebas de dureza a varias profundidades, es la técnica más comúnmente utilizada para medir el grado de polimerización de resina compuesta. (Vargas, 1998)

El KHN más alto puede ser traducido a un grado mayor de conversión o polimerización de resina (Ferracane, 1998). este incremento en la polimerización puede dar como resultado un material con propiedades físicas improvisadas. (Swartz, 1999)

Ciertos factores influyen en el grado de polimerización y la profundidad del curado de la resina compuesta, esto incluye intensidad lumínica, duración de la exposición, un coeficiente de transmisión de resina compuesta, el índice refractivo del relleno y la matriz, tipo de partícula, tamaño y carga, opacidad y sombra. Es interesante anotar que ha varias profundidades este factor puede jugar diversos papeles que influyen el curado de la resina. (Ruggeberg y otros, 1993)

Para el compuesto de microrrelleno se requirió una exposición de 30 seg. Con láser argón para lograr una polimerización comparable a aquella obtenida utilizando el VL a una profundidad de 3 mm por 40 seg. Para la resina híbrida se encuentra que la polimerización pueda ser lograda a una profundidad de 3mm utilizando el láser argón por 20 seg. comparado con 40 seg. de exposición con una luz convencional; a una profundidad de 0 a 1 mm, una exposición mínima de 10 seg. con láser argón fue semejante a utilizar una exposición con una fuente de luz convencional por 40 seg. (Studervant, 1995)

Es importante lograr una polimerización adecuada en todas las profundidades del material restaurativo de resinas, porque la subpolimerización de las resinas da como resultado propiedades físicas y mecánicas inferiores, mayor solubilidad y una función del material restaurativo menor a la adecuada. (Ada, 1985)

Para el compuesto híbrido al menos el 80 % de la dureza de superficie obtenida con AL 30 y BL hasta una profundidad de 4mm. Mientras que durezas mayores, se consideran deseables, el modulo de la elasticidad del material es también considerable deseable. Este modulo mayor puede ser una desventaja en ciertas situaciones tales como una restauración clase 5 donde un material con un modulo elástico bajo es deseable para acomodar fuerzas dentales que puedan causar desprendimiento de la restauración. (Studerven, 1995)

Los resultados de este estudio invitro generan implicaciones clínicas relevantes, las cuales indican que el láser argón es una alternativa viable. Las resinas híbridas polimerizan mejor y a un grado de profundidad mayor que las resinas de microrrelleno, con cualquier fuente de luz. La polimerización de resinas se logró utilizando el láser argón a tiempos de exposición reducidos y la luz convencional a 40 seg. produjo una polimerización comparable a la del láser Argón, a 30 seg. para el microrrelleno y a 20 seg. para los compuestos híbridos de resinas. Esto

representa de 30-50% de ganancia en el tiempo requerido para polimerizar materiales restaurativos de resina a una profundidad de 2mm.

En el siguiente estudio publicado por Dent Update 1990 Composite Materials, evaluaron como una unidad de fotocurado (LCU) con diodo emisor de luz azul (LED) puede producir una profundidad de curado igual a una LCU halógena ajustada para dar una irradiación de 300 mWcm<sup>2</sup> y representar salidas de luz de las LCU.

El curado de composites dentales con luz azul fue introducido en los 70s. La fuente de luz azul es un bombillo halógeno combinado con un filtro, la luz en este rango de longitud de ondas es la mas absorbida por el foto iniciador de canforquinona que esta presente en el componente de la resina de composites dentales activados con luz. La luz causa excitación de la canforquinona, la cual es la combinación con una amina produce radicales libres.

Macroscopicamente, el composite dental se endurece, tipicamente después de tiempos de exposición a la luz en rangos de 20 a 60 seg.

La luz azul es liberada en el área del tratamiento dental usando varios tipos de guías de luz. Algunas usan un tubo flexible conteniendo un liquido transparente para transmitir la luz. las unidades LUC basadas en bombillos halógenos son más comunmente usadas para curar composites dentales, esta tiene inconvenientes inherentes. Los bombillos halógenos tienen un tiempo de vida efectivo limitado de cerca de 50 horas. el bombillo, reflector, y filtro se degradan con el tiempo debido a las altas temperaturas producidas, llevando a una reducción en la salida de luz.

El resultado es una reducción de la efectividad de la LCU para curar los composites dentales. Martín et al y otros, han demostrado que muchas LCU

halógenas usadas por practicantes odontológicos no producen su óptimo poder de salida. Una salida reducida de las LCU es debida a una falta de mantenimiento, tales como cambiar el filtro y/o el bombillo halógeno de vez en cuando, y chequear la irradiación de la LCU. Diodos emitiendo luz LED, son muy resistentes al choque y a la vibración, y su relativamente bajo consumo de energía los hace prácticos para uso portátil. El bajo poder de los LEDs azules basados en tecnología de carbono de silicón han estado disponibles por muchos años. Con un poder de salida de 7 uW por LED, sin embargo estos fueron muy débiles para ser considerados para curar materiales basados en resina. Basados en estos desarrollos uno de los autores propuso diodos emitiendo luz azul para curar composites en odontología. En un estudio en 1996, luz azul producida por 61 LEDs con un pico de longitud de onda de 450 nm, fue enfocado con un lente a un lugar de tamaño aproximadamente 8 mm dentro de las muestras de composite dental. Una irradiación de 100 mWcm<sup>2</sup> fue producida por este método y comparada con una LCU halógena también ajustada para dar una irradiación de 100 mWcm<sup>2</sup>. Ninguna diferencia significativa en la profundidad de curado o valores de endurecimiento de Knoop fue encontrada en las muestras curadas con las LCU halógenas o LED, respectivamente. En un estudio posterior, fue usada una fuente LED usando una longitud de onda máxima típica de 470 nm. Esta fuente LED produjo profundidad de curado significativamente mayor que la fuente halógena y la fuente LED de 450 nm, aunque todas estas fuentes fueron ajustadas para dar una irradiación de 100 mWcm<sup>2</sup>. Dent Update 1990

En otro estudio publicado por Jada (1983), se utilizaron dos sistemas de resinas convencionales que fueron preparados en moldes cilíndricos de teflón rellenos con resina que fueron tomados en cada superficie bajo 200 g. llenos con un probador de tukom. La dureza de cada superficie fue tomada en 3 medidas. Un mínimo de 3 especímenes fueron probados por cada variable. Después de esto los especímenes fueron puestos en un contenedor de prueba de luz a las 24 horas y a

los 7 días. Ambos materiales fueron suministrados en 4 matices y todos fueron probados en un tiempo de curación de 20 seg. . El material designado como luz por cada manufacturera fue probado con curación de 40 seg. (Jada,1983)

Para los propósitos de ésta práctica el máximo resultado en la dureza de la resina fue de 24 horas. Sin tener en cuenta el matiz de la resina, la superficie superior siempre fue más fuerte que la inferior, a medida que el grosor del espécimen fue incrementando la parte inferior disminuyó. Con los matices claros se logró mayor profundidad en la curación que en los oscuros. Después de 4 - 7 días la dureza del matiz claro con 3 mm. fue de un 34%, en la parte superior.

Con 1 mm la dureza de los matices oscuros se observó en un 63% sobre la superficie, y con 2mm la superficie fue muy suave. (Jada, 1983)

Aumentando la duración del tiempo expuesto con el matiz claro se tuvo un pequeño efecto sobre la dureza de la superficie del espécimen, pero el grado de curación de varias profundidades fue mejorado. La dureza en los matices oscuros, fue la distancia de la luz incrementada, pero se dice que hay una reducción en la curación, cuando la luz no es colocada directamente sobre la matriz.

Como se esperaba la dureza disminuyó a medida que la profundidad de la resina aumentó para ambos matices del material. Los 40 seg. de curación produjeron valores más altos que en la de los 20 seg. de curación ( Jada, 1983)

Esta investigación indica que el grado de curación de las 2 resinas varía según el matiz . Los matices claros fueron polimerizados en capas de 2 a 3 mm, mientras que la dureza de los matices oscuros se puede medir de 1 a 2 mm. Esto no es posible en cavidades clase 1, 5, 2, profundas; en estas situaciones sería prudente restaurar un incremento con curación de 40 seg. (Jada, 1983)

Otro estudio que se destaca en forma más reciente, con los métodos experimentales de polimerización con luz visible como el láser de argón y la lámpara de descarga de arco de plasma, expone que debido a una mayor intensidad de dichas fuentes comparadas con la lámpara convencional de cuarzo-halógeno, se obtiene un tiempo reducido de irradiación de aproximadamente 5 seg. por exposición. (Seamus, 2002)

La finalidad de este estudio fue comparar los valores de microdureza de ambas superficies superiores e inferiores, de muestras en disco de 3 resinas composite que se polimerizaron, o bien con la fuente tradicional halógena o con la lámpara de arco de plasma. Los resultados de dureza de superficie fueron significativamente diferentes con el protocolo de la lámpara de plasma, aportando valores aumentados en comparación con la lámpara de plasma. La lámpara halógena aportó valores de dureza mayores para todas las superficies en comparación con la fuente de plasma. (Seamus, 2002)

En un estudio de Brudsell et al en 1956, se dice que el dispositivo de control ofrecido por la luz ultravioleta en los materiales activados y con su complemento de curación química, fue casi dejado de utilizar por los peligros concernientes a la exposición de la radiación ultravioleta. Esto ha sido reemplazado por los compuestos de luz visible.

Este estudio revisa los principales factores que determinan las características de curación y por lo tanto la ejecución de compuestos de curación en luz visible, y la libertad radical generada por la interacción química de Peróxido de Benzoilo y una iniciación de amino polimerizable de grupos metacrilicos para formar una relación entre la matriz polimérica . En cada cadena el paso adicional en el proceso de la polimerización requiere un radical libre y así puede ser visto que el grado de conversión lograda depende, no solamente en la partícula de la formulación

química, sino de la cantidad que sea conveniente de energía de luz, la cual alcanza el catalizador. (Lee et al, 1976 ; Cook 1980)

En esta investigación, el compuesto es curado durante un tiempo predeterminado, en un molde hecho en una lámina de metal o plástico acondicionado por 24 horas, a 37°C; la curación del compuesto en el cilindro es expulsada y cualquier material suave no polimerizado es raspado con un instrumento cortopunzante, y la longitud del material duro restante "L" es tomado como medida de la profundidad de la curación. Esta prueba es simple de ejecutar y no indica la calidad de la curación en ningún punto particularmente importante en las capas inferiores adyacentes a la resina suave, la cual ha sido removida; además es susceptible a la naturaleza del material del cual esta hecho el molde. (Dényel, 1992)

Con objeto de determinar el material que más se acerque a lo que sucede en la boca, mediciones similares fueron ejecutadas en dientes frescos extraídos, los cuales fueron preparados en una cavidad cilíndrica, perforada en una sección del diente; las dos mitades fueron separadas por un claro melinex para proveer a las superficies planas para la medición de la dureza y la unión de ellas. Mientras que las técnicas de incrementación de la dureza indican que la curación dentro del cuerpo del compuesto cae de eso a la superficie, esto no pronostica cuantitativamente los niveles actuales de conversión, los cuales han sido obtenidos. Dos métodos para este tipo de medición han sido reportados en la literatura, ambos métodos posibilitan la medición de los grupos metacrilato libres antes y después de la exposición (Macclesfield, 1995).

Se puede concluir que la técnica de medición en la incrementación de dureza usando moldes de metal, provee un método conveniente en la evaluación de la curación, la cual corresponde muy de cerca a los valores obtenidos en el diente. En la actualidad, en algunos casos, hay ciertos cambios en los factores de una

serie a otra. El propósito específico de este estudio fue concertar en unas variables no químicas, dentro de una formulación particular, pero con objeto de ilustrar la importancia que la química. Los ejemplos fueron curados con el mismo porcentaje constante de luz de 15 seg. y postcurados a 37°C por cuatro horas. Con un catalizador a la profundidad de la curación fue medido con 1 mm, mientras que el catalizador B fue de 2 a 3 mm. Los factores que facilitan o complican la transmisión de la luz, mientras hay alguna luz que es absorbida por el catalizador, mostraron que el principal factor de inhibición son las propiedades ópticas de la resina. (Macclesfield, 1995)

Otras longitudes de onda mayores a 500 nm han mostrado que pueden contribuir al proceso de curación. La mayoría de fuentes de luz comercialmente disponibles usan lámparas halógenas y operan en la región de 400 a 500 nm. Las ondas menores a 400 nm contribuyen un poco a la curación y por lo tanto pueden ser usualmente eliminadas. Alrededor de 500 nm contribuyen similarmente a la curación, pero se produce calentamiento, lo cual puede adversamente afectar la pulpa o la médula del tejido. (Macclesfield, 1995)

La experiencia ha demostrado que la curación con luz visible tiene mucho que ofrecer al odontólogo y también proporciona calidad para resultados en restauraciones anteriores.

Según la literatura, la revolución de los materiales de restauración en la odontología clínica del desarrollo de los materiales de foto curado, el compuesto era curado químicamente por productos con un sistema de dos pastas. Una porción contenía un generador radical libre, peróxido de benzoilo (BBO), los otros componentes contenían un amino-tercero. (Craig, 1985)

CWK y Standish en 1983, exponen que la polimerización empieza inmediatamente después de la mezcla, por lo cual era necesario poner la pasta dentro de la

preparación y sostenerlo mientras la reacción se completaba, lo cual tenía el inconveniente de requerir más tiempo de trabajo.

Mccabe en 1984, señaló que el desarrollo de las pastas de luz activada, ayudaba a mejorar los tiempos de trabajo en los compuestos minimizando los tiempos de ajuste. Por su parte Burke en 1985, observó que el odontólogo puede colocar y cortar el material no curado hasta estar satisfecho con el resultado, entonces puede iniciar y completar la curación en unos segundos exponiéndola a la luz visible, con esto demostró que hubo menos gasto de material y que el tiempo de trabajo fue mucho menor con productos de fotopolimerización. (Rueggeberg, 1994)

Se ha encontrado que la fuente de curación, con una relativa transmisión de intensidad de luz puede curar la matriz de la resina, y es casi igual a una alta intensidad de luz. Por su parte Rueggeberg (1993) y Rubiter (1982), expresan que la luz pasa a través del material grueso de la restauración y que la intensidad es disminuida en buen rango disminuyendo la potencia de transmisión. Asumursen en 1982, señala que la disminución resulta en una degradación de la curación y esta disminución se da desde la punta interior de la superficie; esta disminución tiene una influencia significativa en las propiedades físicas y biológicas de la curación. Caughman y otros en 1991, colocan en primer plano la importancia de la intensidad de las fuentes de luz en la práctica clínica.

Por su parte Rueggeberg en 1993, expone que se ha encontrado un pequeño cambio en la intensidad de luz, lo cual puede resultar en un cambio significativo en la profundidad de la resina dentro del volumen de la restauraciones. Los materiales y métodos utilizados en este estudio fueron para establecer la cantidad de luz emitida a las restauraciones con compuesto de curación de luz. La luz fue emitida por una bombilla y filtrada por un filtro de pasador de banda, comúnmente encontrado en las unidades de curación dental (Demetron – research corporation).

Este filtro pasa selectivamente la radiación entre 400 y 500 nm mientras que también excluye la energía infrarroja. Después de pasarla a través del filtro azul, la luz fue expuesta a una de las cuatro combinaciones de disminución. Con el uso de filtros de densidad neutral, fue posible reducir la intensidad de la fuente conociendo la cantidad anterior a ser transmitida a la punta de la fibra óptica con filtros no neutrales de densidad. (Rueggberg, 1993)

Los compuestos usados en este estudio fueron seleccionados específicamente para proveer un rango de tipos de relleno, como también de variación de las matrices. El diseño del ejemplar fue dirigido simulando un compuesto de cilindro que fue expuesto desde la punta después de la exposición de la luz, una pequeña lamina del compuesto fue tomada de profundidades específicas del cilindro y analizada para la extensión de la curación de la resina, la posición de la cual fueron tomados los ejemplares es de la punta de la superficie de 1, 2 y 3 mm. Un cilindro de relleno similar y matriz del compuesto fue hecho y puesto a funcionar a medida de que la capa de abajo fue removida y la punta de la superficie fue cubierta con una pequeña cantidad de aceite de inmersión; el aceite actuó para dispensar el aire del compuesto curado y la lámina de milar, se concluyó que esto podría interferir en la transmisión de la luz a través del montaje. (Rueggberg, 1993)

Después de que el compuesto ha sido expuesto, la curación de la capa superior y la inferior fueron removidas y el sándwich de milar que contenía el pedazo curado fue almacenado en un contenedor de luz por 24 horas. (Rueggberg, 1993)

Los resultados de este estudio demostraron el impacto de la duración de la exposición e intensidad de la fuente. El resultado de esta búsqueda presenta muchos factores clínicos relevantes. Primero la visualización de los cambios dramáticos en la curación de resinas a medida que la intensidad y la curación cambian con la profundidad dentro del compuesto. Aunque pueda tomar un poco

más de trabajo, un incremento en la construcción será mejor y más uniforme en la curación y mucho menos susceptible a los cambios de la intensidad de la luz. (Rueggberg, 1993)

El autor concluye que para exposiciones rutinarias la duración es de 20 segundos, cuando son curaciones de compuestos adecuadas a profundidades de un milímetro o más. A profundidades mayores a un milímetro si la duración es de 40 segundos se produce menos curación de la resina que las hechas con el tratamiento de 60 segundos. Cuando se incrementan 2 mm o menos, exponiendo el compuesto más de 60 segundos, no se incrementará sustancialmente la extensión de la curación a una profundidad dada. Por lo tanto, una curación de 40 segundos será suficiente y una rutina de 60 segundos es sugerida. (Rueggberg, 1993)

Por su parte Hacker y Wagner W. en 1996, exponen que la dureza es la resultante de la interacción de muchas otras propiedades, entre las cuales están la resistencia, el límite proporcional, la ductilidad, la maleabilidad, la resistencia a la abrasión y al corte.

En este estudio realizado por Department of Biomaterials, Eastman Dental Institute, University College London UK se estudio la influencia de la distancia de la punta de curado sobre los valores de endurecimiento Knoop, a diferentes profundidades, de dos composites z100 y Silux Plus. Utilizarón especímenes de 5mm en diámetro y 2.5 mm en altura, fueron preparados en un molde de cobre, cubiertos con tiras de milar y polimerizadas por 40 seg, en tres distancias punta-composite: 0 mm (contacto de superficie), 6 y 12 mm, utilizando una unidad de fotocurado XL 3000, con un poder de 750 mW7cm<sup>2</sup>. Los especímenes fueron luego guardados a 37° C por 24 horas.

más de trabajo, un incremento en la construcción será mejor y más uniforme en la curación y mucho menos susceptible a los cambios de la intensidad de la luz. (Rueggberg, 1993)

El autor concluye que para exposiciones rutinarias la duración es de 20 segundos, cuando son curaciones de compuestos adecuadas a profundidades de un milímetro o más. A profundidades mayores a un milímetro si la duración es de 40 segundos se produce menos curación de la resina que las hechas con el tratamiento de 60 segundos. Cuando se incrementan 2 mm o menos, exponiendo el compuesto más de 60 segundos, no se incrementará sustancialmente la extensión de la curación a una profundidad dada. Por lo tanto, una curación de 40 segundos será suficiente y una rutina de 60 segundos es sugerida. (Rueggberg, 1993)

Por su parte Hacker y Wagner W. en 1996, exponen que la dureza es la resultante de la interacción de muchas otras propiedades, entre las cuales están la resistencia, el límite proporcional, la ductilidad, la maleabilidad, la resistencia a la abrasión y al corte.

En este estudio realizado por Department of Biomaterials, Eastman Dental Institute, University College London UK se estudio la influencia de la distancia de la punta de curado sobre los valores de endurecimiento Knoop, a diferentes profundidades, de dos composites z100 y Silux Plus. Utilizarón especímenes de 5mm en diámetro y 2.5 mm en altura, fueron preparados en un molde de cobre, cubiertos con tiras de milar y polimerizadas por 40 seg, en tres distancias punta-composite: 0 mm (contacto de superficie), 6 y 12 mm, utilizando una unidad de fotocurado XL 3000, con un poder de 750 mW7cm<sup>2</sup>. Los especímenes fueron luego guardados a 37° C por 24 horas.

Los especímenes fueron luego colocados en una posición vertical y embebidos en resina de poliéster. La resina curada fue limada y pulida al centro de cada espécimen, usando un papel de lija de 320 y pulidos usando una solución acuosa de óxido de cromo (0.003  $\mu\text{m}$ ) y aluminio (0.05  $\mu\text{m}$ ) sobre un pulidor automático.

Los valores de endurecimiento Knoop fueron medidos a través de la sección de resina composite usando un probador de microdureza FM en un procedimiento automático con una carga de 50 g aplicada por 30 s. Fueron hechas tres posiciones de medidas, cada una con seis indentaciones P1 A P6.

Como resultado se observó que los valores de endurecimiento para una distancia de curado de 0 mm fue significativamente mayor que a la distancia de 6 mm para la profundidad y que a la distancia de 12 mm en todas las 6 profundidades. Para todas las tres distancias punta a superficie, la resina composite a la profundidad P1 fue significativamente más fuerte que a la profundidad P3 A P6. En conclusión la resina composite Z100 fue estadísticamente superior en relación a Silux Plus en las tres distancias de curado a la resina y a todas las profundidades, lo que indica que a mayor distancia de la punta de curado en relación a la resina, menor son los valores de endurecimiento Knoop. En este estudio, fue visto que la polimerización de la resina composite depende en la distancia desde la punta de curado.  
Electronic Publication July, 2000

La resistencia de un cuerpo es la representación del módulo de elasticidad pero a nivel de un cuerpo con forma y volumen. Así, para calcular la resistencia se divide la fuerza entre la deformación y se expresa en unidad de carga sobre área. El límite proporcional está definido como la máxima fuerza que se le puede someter a un cuerpo sin que éste sufra deformación permanente con la máxima fuerza en la cual exista una proporción entre fuerza y deformación. (Hacker, 1996) Este punto es muy importante porque si se sobrepasa la deformación (es la relación entre el

tamaño original de un cuerpo y el cambio de longitud de este) no será elástica reversible, sino será de tipo plástica y de naturaleza irreversible.

$$D = \frac{\text{Cambio de longitud (cm)}}{\text{Longitud inicial (cm)}}$$

La deformación plástica es definida como la deformación que se produce cuando se somete un cuerpo a una fuerza siempre superior a la anterior, de tal forma que si es retirada el cuerpo no vuelve a su longitud inicial sino que sufre una deformación permanente. En cuanto la deformación elástica se define como la deformación que se produce cuando un cuerpo se somete a una fuerza de tal manera que si se retira la fuerza dicho cuerpo vuelve a su longitud inicial. (Hacker, 1996)

La ductilidad es definida como la capacidad de un cuerpo de deformarse fácilmente en tensión formando hilos. La maleabilidad es la capacidad de un cuerpo de deformarse fácilmente en compresión formando laminas, ejemplo de esta es el oro y el platino. La resistencia de un cuerpo es la representación del modulo de elasticidad(constante que denota la rigidez de un cuerpo), pero a nivel de un cuerpo con forma y volumen. Sin embargo debido a la necesidad de poder medir la dureza, es definida cómo la resistencia de la superficie de un cuerpo de ser indentado. Así dependiendo del tamaño o de la profundidad de la indentación será la dureza de un material. (Hacker, 1996)

Los aparatos usados para medir la dureza son el de Brinell, que es un durómetro de macrodureza; el de Rockwell, que es un durómetro de macrodureza; el de Vickers, es un durómetro de microdureza, el de Knoop que es un durómetro de microdureza; el de Shore o Barcol para medir la dureza de materiales elásticos. (Hacker, 1996)

Los tipos de resina a utilizar son cuatro, los cuales se describen a continuación. En primer lugar se trabajara con la resina 3M Z100 que es un material de restauración fotopolimerizable para cavidades en el sector anterior y posterior. Luego está la resina de microrrelleno fotopolimerizable, diseñada para restauraciones directas e indirectas en el sector anterior y posterior.

El 3M Z100 es un material a base de resina (bis-GMA) como material diluyente y un relleno a base de Zirconia/Silica en un 100%, integrada bajo el sistema planteado por 3M de cerámica adherida en resina. Composición, la porción resinosa del 3M Z100 esta compuesta de bisfenol-A-glicidilmetacrilato (bis-GMA) y detrietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA). Material de relleno 100% Zirconio/silica el cual es un mineral sintético de forma esférica. Entre los usos de esta resina se encuentra su utilización en restauraciones anteriores y posteriores; es empleada para el cierre de diastemas; en prostodoncia es usada para la reconstrucción de muñones, refuerzo de paredes corónales y en restauraciones indirectas. Las propiedades físicas más importantes de esta resina son su alta resistencia a la fractura y su alta resistencia a la abrasión.

Las principales ventajas de Z100 están dirigidas hacia las necesidades tanto de pacientes como de los odontólogos. Dentro de estas ventajas se tienen: calidad estética de la resina, ofrece un buen pulido, es de fácil manipulación y se polimeriza por 20 segundos, un tiempo relativamente corto en comparación con otras resinas.

Esta resina posee un relleno Zirconio/silica 100%, sus partículas son de 0.6 micrones, la resistencia a la tensión es de 83Mpa, a la flexión su resistencia es de 162 Mpa, a la comprensión su resistencia es de 448 mpa; a la fractura es de 1.3 MN/m<sup>3/2</sup> ; también presenta un coeficiente de expansión térmica 17 y una de

sus características principales es la presencia de radiopacidad importante en los diagnósticos con radiografías.

Hay otras resinas de microrrelleno fotopolimerizable, diseñadas para restauraciones directas e indirectas en el sector anterior y con adhesión a la estructura dental, llevada a cabo mediante el uso de un sistema adhesivo como el Single Bond que se encuentra empacado en jeringas y cápsulas, son las compuestas por BIS-GMA y TEGDMA y un relleno inorgánico silica en 56%. Esta resina está indicada en el sector anterior y en restauraciones de baja carga donde la estética sea un factor primordial.

Este material tiene un relleno de silica de un 56%, sus partículas son de 0.04 micrones; una desventaja es que no es radiopaca y esto dificulta su identificación radiográfica; el tiempo de exposición según el tono es de: 40 seg. y 20 seg. fuentes de luz. (una lámpara de fotocurado XL 3000 produce una luz visible azul de alta intensidad en un rango entre 400 y 500 nanómetros de longitud de onda). La lámpara polimeriza todas las restauraciones dentales a 470 nanómetros de longitud de onda, la luz proviene del bulbo halógeno de tungsteno.

Otro tipo de resina es un material de restauración estético, fotopolimerizable para restauraciones adhesivas estéticas. Es un material que demuestra una excelente estabilidad debido al modificador reológico de Tetric ceram, que es un silicato laminado modificado orgánicamente. Esta red es responsable de las propiedades de fluidez de la Tetric ceram es decir, el material puede extraerse de los Cavilfil, incluso cuando su consistencia sea gruesa, ya que las láminas individuales resbalan unas con otras sin que se destruya la estructura. El mismo principio se aplica con Tetric ceram sin polimerizar: la pasta se moldea fácilmente sin que esta se derrame. (Fower, 1990)

En cuanto a las propiedades ópticas tiene el aspecto de un diente natural, no viene determinado sólo por su color, sino también por su translucidez y estructura de la superficie. El color de los materiales de restauración estéticos se logra con pigmentos, mientras que la textura de la superficie se determina con la composición del relleno. El esmalte dental natural es muy traslúcido, la dentina es claramente menos traslúcida. Para fabricar una restauración estética cercana a lo natural o imperceptible al ojo humano, el profesional requiere materiales estéticos con una translucidez graduada correspondientemente, además un alto grado de translucidez incluye favorablemente en la profundidad de polimerización. El principal objetivo durante el desarrollo de la Tetric ceram fue lograr un alto grado de translucidez; sin embargo, cumplir este requisito es difícil en híbridos de partículas finas por razones de dispersión. (Fower, 1990)

El sistema de relleno finamente particulado de Tetric ceram se basa en la Advanced composite Technology. Ello posibilita la tensión de superficies de restauración lisas y de alto brillo, con una clara reducción de posibilidades de adhesión de placa. La radiopacidad de Tetric ceram es de 400%. Las restauraciones de posteriores tienen que demostrar una adecuada radiopacidad para permitir la detección de caries secundaria, exceso o cantidades inadecuadas de material, burbujas de aire y otras imperfecciones. Para tener un claro contraste en el diagnóstico con rayos X, se requiere una radiopacidad superior al 300%. Sin embargo, solo unos pocos composites de restauración muestran una radiopacidad superior a 250%. (Fower, 1990)

Los elementos químicos se distinguen unos de otros por su número de protones, cuanto más protones hay en un elemento más alta es la radiopacidad del mismo. La susceptibilidad de pulido depende del tamaño de los rellenos, el responsable

de la rugosidad de la superficie, no es el tamaño principal de las partículas sino el tamaño máximo de las mismas. Se comparó con Tetric, el tamaño principal de las partículas se redujo a 1.5 a 1.0 micras. (Fower, 1990)

El potencial de prevención de caries ha sido atribuido a los materiales de restauración que contienen iones de fluoruro es decir, cementos de silicatos y cementos de ionomeros de vidrio. Se tiene que asegurar que la liberación de fluoruros no tengan un efecto negativo como son decoloración o alteración de las propiedades físico mecánicas de los composites. Sus principales usos son las restauraciones en dientes anteriores y posteriores . Entre las ventajas se pueden mencionar una alta estética, manipulación sin dificultad, liberación continua de fluoruros, alta radiopacidad y más tiempo para el modelado. (Fower, 1990).

Tetric flow se distingue por las siguientes características: Excelente humectación de todas las áreas de la cavidad; el material se adapta a si mismo a las paredes de la cavidad, sin inclusiones de aire, forma de suministro porción mono uso, se excluye el riesgo de infección cruzada por el uso de jeringas multiuso, punta de aplicación larga y estrecha de las cavifilts , excelente acceso incluso a defecto con aperturas muy pequeñas ; aplicación segura, exacta dosificación incluso con cantidades mínimas del material, alta radiopacidad, diferenciación de caries secundaria y detección de exceso de material en radiografías, liberación de fluoruro, conservación de la superficie de restauración, también aplicable a áreas oclusales, superficie de restauración muy suave; el material se puede pulir rápida y fácilmente con alto brillo y reduce la acumulación de placa rellenos: En el siguiente cuadro se resume el peso en peso en por ciento y el tamaño principal de partículas en Tetric Ceram y en Tetric Flow. (3M publicación comercial 2002)

Los monómeros de Tetric son BISGMA (Bisfenol-Glicidyl Metacrilato), UDMA (dimetacrilato de uretano) TEGDMA (Trietilene-gicol) , estos monómeros también se utilizan para Tetric Ceram y Tetric Flow. Los tres monómeros son bifuncionales y contienen dos uniones dobles polimerizables. Por ello la mayoría de las moléculas de monómero se integran en dos redes de polímeros durante la polimerización. El resultado es un composite con excelentes propiedades físicas y un mínimo contenido de residuos. (3M Publicación comercial 2002)

La técnica de adhesión en el tratamiento de restauración con composites ofrece las siguientes ventajas, posibilidad de preparación suave y mínimamente agresivo, excelente retención incluso en preparaciones sin socavaduras como por ejemplo cavidades clase V, eliminación de sensibilidad postoperatoria a grandes extensiones. (3M Publicación comercial 2002)

En contraste con el esmalte, la dentina es una sustancia húmeda con un alto contenido de estructura orgánica, por ello para que tenga éxito un adhesivo dentinario, este tiene que ser capaz de generar una unión entre la dentina hidrófila y el composite hidrófobo. Además se tiene que preparar adecuadamente la superficie dentinaria para el proceso de adhesión en las nuevas técnicas adhesiva dentinarias que cubre la dentina se elimina primero con el grabado. Los componentes inorgánicos de la superficie de la dentina y en la dentina peritubular se disuelve, esto resulta en una capa de fibras colágenas que quedan expuestas y los túbulos dentinarios se abren al igual que para el esmalte la técnica de grabado ácido se puede realizar sin ácido fosfórico al 37%. En un segundo paso monómero hidrofílicos especiales penetran en las estructuras de dentina acondicionadas forman dentina tubular y se unen con las fibras de colágeno expuestas. En un tercer paso adhesión se genera la unión con el composite hidrófobo. Una tipo de resina se puede utilizar con Syntac y Sintac y Single-Componet agentes adhesivos dentinarias que pueden aplicarse sobre la dentina

húmeda y cumple con los requisitos de la nueva histología dentinaria. (3M Publicación Comercial 2002).

Syntac material fotopolimerizable de multifásico y se puede utilizar con o sin grabado a dentina, se ha demostrado que Syntac permite restauraciones de composites estéticas sin mostrar ningún desajuste marginal sobre largos periodos de tiempo, este no es solo apropiado para restauraciones directas, sino para también para el cementado adhesivo de restauraciones indirectas de alta calidad elaboradas en laboratorio. (3M publicaciones comerciales 2002)

Syntac Single component: es un adhesivo monocomponente, fotopolimerizable y multiuso, que es fácil de usar y apropiado para un gran número de indicaciones; se utiliza con la técnica de grabado total; sin embargo, cuando se aplica con los compomers el adhesivo no requiere un acondicionamiento previo de la estructura dental. Este agente de unión tiene una base acuosa y no contiene disolventes orgánicos por lo cual es suave con el tejido y tolerante hacia una dentina excesivamente seca. (Scientific Documentación, 1997)

La introducción de composites de fotocurado (materiales restauradores conteniendo camforo-quinona, iniciados por luz) en los tempranos 80s fue el salto cuántico dentro de la odontología relacionada con la apariencia que ha guiado a la profesión por las últimas dos décadas. Los composites que han sido desarrollados sobre el último cuarto de siglo, son solo una parte de la revolución estética. Muchos de nuestros procedimientos cosméticos dependen de una pieza simple y esencial del equipo – la luz de curado. (Freedman, 2001)

Las resinas fotopolimerizadas son usadas frecuentemente en la odontología clínica. Una fuente de luz visible es empleada para producir el trabajo medido en julios, que convierte un monómero en polímeros y produce la transformación de

una pasta viscosa en un producto final, razonablemente sólido. Puede ser que el trabajo es generado a partir de que cierta fuerza produce un movimiento de electrones para generar la reacción de polimerización. (Abate, Zafra, Machi, 2001) Según Freedman (2001), en el año 2001 las luces de curado tradicionales son impulsadas por bombillos halógenos y generalmente requieren un curado de 40 seg. pro incremento. Mientras que esto es mucho más rápido que los procedimientos de auto curado.

Las lámparas de foto polimerización deben tener una intensidad de 700 Nm/cm cuadrado, teniendo en cuenta un rango de luz blanca que esté entre 460-480 Nm. No todo bombillo que funciona tiene la intensidad adecuada para determinar esto, por lo cual se debe usar el fotómetro. (Giordano y Pelletier, 1995)

El poder de luz de curado es altamente variable. Las unidades tradicionales halógenas emiten 400 - 800 mW/cm<sup>2</sup>. Algunas de las recientes "súper" halógenas proveen 1.000 - 1.500 mW/cm<sup>2</sup>. El láser de argón están en un rango de los 1.000 mW/cm<sup>2</sup> y las lámparas de arcos de plasma emiten 2.000 mW/cm<sup>2</sup>. Estas figuras son para bombillos nuevos y puntas de la fibra limpias. (Freedman, 2001)

La intensidad de la luz de curado puede ser afectada por distintos factores que están dentro del control del odontólogo: primero, los bombillos halógenos tienden a degradarse con el tiempo. Esto es un cambio imperceptible; el bombillo gradualmente emite menos y menos luz pero continua brillando con un resplandor azul ilusoriamente fuerte. Como la salida de luz disminuye, el poder de curado disminuye. Para muchos bombillos halógenos, esta disminución en el rendimiento puede ser del 20% o más en la primera hora a seis meses de uso. Esta es la etapa donde un bombillo viejo debe ser reemplazado con uno nuevo. Esto no compromete la integridad de una restauración a través del uso de una luz de curado subimpulsada. (Freedman, 2001)

La progresión del proceso de curado puede ser continuo, incremental y escalonado. *Continuo*: La producción de luz comienza, continua y termina en el mismo nivel de poder. *Incremental*: La producción de luz comienza en un nivel bajo y luego cambia a un nivel de poder más alto después de 10 segundos. *Escalonado*: La producción de luz comienza en un nivel menor y aumenta gradualmente a un nivel de poder más alto después de 2-5 segundos. (Freedman 2001).

La teoría de los últimos métodos es que el poder de curado inferior inicial no tensiona las uniones restaurativas al diente durante la polimerización temprana, mientras que el poder de curado más alto subsecuentemente aseguraría un curado final ideal. Sin embargo, los exámenes de microfiltración no han revelado diferencias entre los distintos modos de curado (excepto en instancias específicas de curado incrementado fue significativamente malo con respecto a los otros modos). Así, parece haber poca razón para seleccionar o usar cualquier modo de curado distinto al endurecimiento continuo tradicional. (Freedman, 2001)

Según Freedman (2001), la luz de fotocurado rápido puede ser impulsada por lámparas de arcos de plasma o tubos de láser de argón. Sus tiempos de curado establecidos están muy lejos de sus contrapartes halógenas. (Algunos evaluadores por ejemplo, recomiendan que los odontólogos curen de 9 a 12 segundos por incremento, mejor que los tres a cinco segundos sugeridos por algunos fabricantes). El tiempo de curado disminuido es especialmente conveniente en prácticas que estén orientadas hacia los composites. (Freedman, 2001)

Estudios recientes de Freedman (2001) indican que la adhesión al diente es independiente de la velocidad de curado, y que sus tensiones Inter.-composite están relacionadas al tipo de composite (híbrida, microrrelleno) usadas y no por el método de curado.

Las resinas empacables son compuestos con alta viscosidad que les permite como su nombre lo dice ser empacadas en la preparación cavitada; éstas fueron desarrolladas para ser usadas en dientes posteriores debido a sus altas propiedades físicas. De acuerdo a los fabricantes, se introdujo un nuevo material de relleno llamado primm que involucra el uso de matrices de fibra fusionada tridimensional, para disminuir la contracción. (Gregory, Haen, Powers, 1998)

Existen unos factores que afectan la polimerización de las resinas entre los cuales se debe mencionar que la duración de la exposición debe ser mínimo de 40 segundos; la distancia entre la lámpara y la resina debe ser de 1mm, con un ángulo de 90° evitando tocar la resina con la punta de la lámpara y por último tener en cuenta que el espesor óptimo de una resina es de 1mm, dependiendo de este espesor la dureza disminuirá a medida que aumente el espesor de la resina. (Swift, 1999)

El punto en el cual el polímero adquiere un mayor módulo y puede transferir las tensiones de polimerización a varias interfases es llamado el punto gel. Sobre este punto resulta mayor polimerización e la transmisión de tensiones a las uniones de composite. Las tensiones desarrolladas durante la polimerización pueden ser minimizadas si el radio entre las áreas de superficie adheridas y no adheridas considerado el diseño de la cavidad. ( Abate y col, 2001)

Un estudio publicado por JADA, 1995 dice que la polimerización completa de las resinas fotocuradas dependen unicamente del envío adecuado de energía luminica.

Otros factores que pueden afectar la intensidad de irradiación dentro del composite y son: el espesor del material reconstituyente de revestimiento, su composición y su color. Gran variedad de combinaciones de tiempos de curado, intensidades y materiales restauradores se utilizan para evaluar la eficacia de un procesode fotocurado como son la dureza de la superficie. El uso de métodos de

curado es de extrema importancia debido a que se ha demostrado que la polimerización de la resina esta directamente relacionada tanto con sus propiedades físicas como biológicas.

Las luces de curado poseen inicialmente una intensidad de curado adecuados. Estando en condiciones ideales polimerizan hasta una profundidad de 2mm. Según Rueggeberg la intensidad minima para polimerizar adecuadamente en un composite de 2 mm de grosor es de 280 milliwatts/cm<sup>2</sup>. También se demostró que una intensidad de 800 mW/cm<sup>2</sup> combinada con un tiempo de exposición de 80 seg resulto ser nada efectiva en la polimerización de un composite a una profundidad de 3 mm, un decrecimiento en la intensidad de la luz afecta dramáticamente la curación en las áreas más profundas de la restauración, cuando esta por debajo de 280 mW/cm<sup>2</sup>.

La intensidad de la luz también se ve afectada por la distancia a la cual se sostiene la punta de la unidad hacia la resina durante la exposición de la luz.

Para medir la intensidad de la luz se debe usar un radiómetro dental y determinar medidas correctivas en caso de fallas. La duración de la exposición de la luz es determinante cuando: a) la intensidad de la luz es mayor a 280 mW/cm<sup>2</sup> b) el incremento a ser curado es de 2mm a menos de espesor c) la punta de la unidad es sostenida a 6 mm de la superficie. El material restaurador puede afectar la profundidad de curado, las partículas que llenan el composite tienden a esparcir la luz y tonos más oscuros tienden a absorberlos. Las partículas más pequeñas (0,1 a 1 micron) esparcen la luz con mayor facilidad ya que sus tamaños son similares a las ondas emitidas por las luces de curado. Debido a que agentes adhesivos de resina son usados para pegar muchas restauraciones estéticas indirectas, los efectos de la composición del material restaurador desde la luz transmitida hasta la luz fotoactivada son importantes. Se debe considerar que muchos cementos dual requieren cierto grado de polimerización para alcanzar la curación máxima. El propósito de este estudio era examinar el efecto de la luz ambiental (de fuentes de luz fluorecentes en los techos) y de luz de la unidad operatoria (luz

incandescente) sobre la iniciación de la fotopolimerización de una variedad de materiales dentales activados mediante la luz que se encuentran disponibles correctamente. Como resultados observaron que la resina con luz ambiente puede prepolimerizar. La polimerización prematura de esta superficie puede afectar grandemente las propiedades de una restauración que dependa fuertemente de una adaptación de la superficie al ser colocados en capas delgadas. en tales casos las propiedades de manejo del material pueden verse fuertemente comprometidas y la superficie puede ser más áspera, porosa y susceptible a mancharse, ellos pudieron afirmar que las resinas fotoactivadas atraviesan una reacción preliminar al ser expuestas a la luz operatoria, mientras que el efecto de la luz fluorescente era prácticamente inexistente. La cantidad de curado prematura atribuye a la luz operatoria depende de la duración de la exposición a la luz. El uso de una pantalla protectora disminuye la curación prematura del composite a un nivel equivalente al observada cuando se usa únicamente luz de ambiente fluorescente. (JADA 1995.)

#### **1.4.2 Marco conceptual**

Canforoquinonas: foto-iniciadores colocados en las resinas compuestas de fotocurado. Se activan con la emisión de luz halógena en el rango de 460 a 480 nanómetros.

Fluido: cuerpos cuyas moléculas tienen entre sí poca o ninguna coherencia y toman siempre la forma del recipiente donde están contenidos.

Matriz: es lo principal o lo que da origen a otras cosas análogas.

Viscosidad: rozamiento entre las moléculas de los fluidos, que se oponen a su movimiento.

Híbrido: objeto resultante entre la fusión de otros dos de distinto tipo.

Láser: Es una ampliación luminosa por emisión estimulada de radiación.

Variable: que varía o puede variar tomando distintos valores numéricos.

Megapascales: Mpa unidad de medida utilizada en física asociada a la fuerza.

Abrasión: acción de desgastar algo por fricción.

Opalescente: característica que presentan los cuerpos contenidos en un componente cerrado cuando se aproximan a su temperatura crítica.

Bis GMA: Molécula fundamental de Bowen, integrada por grupos acrílico-epóxico. Componente de la mayoría de resinas compuestas.

Híbridos: fórmulas de la VI generación. Combinan dentro del refuerzo de vidrio, diferentes tamaños entre 0.04 y los 2 micrómetros con un promedio de 0.7 micrómetros.

Microhíbridos: en el esfuerzo de otorgar mejores características superficiales de pulimiento. Se incorporan en esta fórmula vidrios de menor tamaño. Con promedios por ejemplo de 0.4 micrómetros.

Resina compuesta: Grupo de polímeros, generalmente bisGMA, que constituyen la matriz orgánica, ligados a un esfuerzo de vidrio silanizado.

Refuerzo: se dice de la carga de vidrios de diferentes tamaños y composición, como sucede en las denominadas resinas híbridas, químicamente unidas a la fracción de polímeros.

Polimerización dual: se dice de aquellos polímeros que sufren la reacción de polimerización tanto por fotocurado como la reacción química.

Degradar: acción y efecto de hacerle perder las características a un elemento lentamente.

Matiz: cada una de las gradaciones que puede recibir un color sin perder el nombre que lo distingue de los demás.

hidrófobo: no es compatible al agua.

hidrofilica: materia que tiene la propiedad de absorber agua con gran facilidad.

halógeno: sistema de elementos formados por el cloro, bromo, el flúor y el yodo.

Unidad de arco de plasma: la fuente de luz proveniente de una bombilla de óxido de aluminio que contiene gas xenon a alta presión.

Unidad de curado láser: luz generada por el sistema láser en un medio de gas argón.

Unidad halógena: la fuente de luz proviene de una bombilla halógena con Wattaje que puede ser de 35-a 80 watts dependiendo el modelo.

## **1.5 OBJETIVOS**

**1.5.1 General.** Estandarizar el procedimiento para medir el grado de polimerización de sistemas de resinas compuestas utilizando dos tipos de resinas Z250 y Filtek A110, un durímetro de knoop y dos moldes compuestos por acero inoxidable y teflón en dos tiempos de 20 y 40 segundos.

## 2. ASPECTOS TECNICO-METODOLÓGICOS

### 2.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio preliminar de un diseño experimental de tipo factorial 2x2x2 (2 tipos de resina, 2 tipos de lámparas y 2 tiempos).

### 2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Las resinas híbridas y de microrelleno, dependiendo del grado de polimerización de dos clases: Z 250, Filek A 110, de acuerdo a las diferentes fuentes de luz utilizada y la utilización de lámpara LED y lámpara halógena.

### 2.3 MUESTRA

Unidad experimental: resina

Diseño muestral:

Diseño factorial: 2x2x2

Tipos de resina:

- Híbridas
- Microrelleno

Tipos de lámpara:

- LED
- Halógena

Tiempo:

- 20 segundos

- 40 segundos

Tamaño de muestra:

Se tomara en forma preliminar, en el diseño de 8 grupos, una resina para cada caso.

Asignación Aleatoria: Bloques permutados

Para cada tipo de resina

Se tendrán cuatro grupos

1= resina hibrida

2=resina de microrrelleno

n1=4

n2=4

1. LED – 20
2. LED – 40
3. Halógena – 20
4. Halógena – 40

1. LED - 20
2. LED - 40
3. Halógena -20
4. Halógena- 40

Se conformaran las posibles permutaciones, que son:

$$4! = 4 \times 3 \times 2 \times 1 = 24$$

1. 1 2 3 4
2. 1 2 4 3
3. 2 1 3 4
4. 2 1 4 3
5. 3 4 1 2
6. 3 4 2 1
7. 3 1 2 4
8. 3 1 4 2
9. 4 1 3 2
10. 4 1 2 3
11. 4 2 3 1
12. 4 2 3 1

13.3 2 4 1  
14.3 2 4 1  
15.4 3 1 2  
16.4 3 2 1  
17.2 4 1 3  
18.2 4 3 1  
19.1 3 2 4  
20.1 3 4 2  
21.2 3 1 4  
22.2 3 4 1  
23.1 4 2 3  
24.1 4 3 2

Se escogera aleatoriamente una de estas formas, para la resina Híbrida y para microrrelleno.

De la siguiente forma: Aleatoriox24+1 y se toma la parte entera.

- Híbrida, el número aleatorio fue 23 (1423)
- Microrrelleno, el número aleatorio fue 17 (2413)

## 2.4 Diseño de especímenes

Se realizaron 3 moldes, uno de acero inoxidable compuesto por un buje asciurado y un eje (figura No. 3). Cuyas medidas son 25 mm de largo, 10 mm de ancho, 2,5 mm de profundidad y los dos ejes de 3 mm, un tornillo para hacer presión el sentido horizontal el segundo (figura No.4) con el buje en teflón, rectangular dividido: 25 mm de largo, 16 mm de ancho, 2mm del eje de teflón y 2 mm del eje de acero inoxidable y un último disco (figura No. 5) cuyas medidas son 30,6 mm de largo, 37,6 cm de base su parte externa esta compuesta por acero inoxidable, en su parte interna se encuentran dos componentes de teflón que miden de

diámetro 10mm los cuales se pueden separar, aquí la profundidad mide 2,5 mm de profundidad. En su base inferior posee un tornillo para presionar y poder sacar el espécimen. (Figura 2)

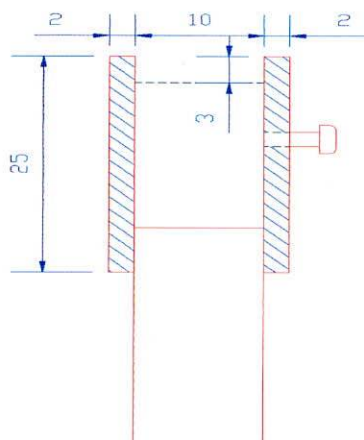


**Figura 1** especímenes

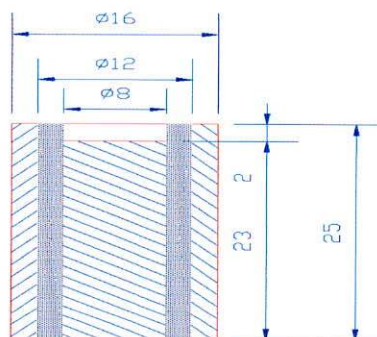


**Figura 2** Disco tres

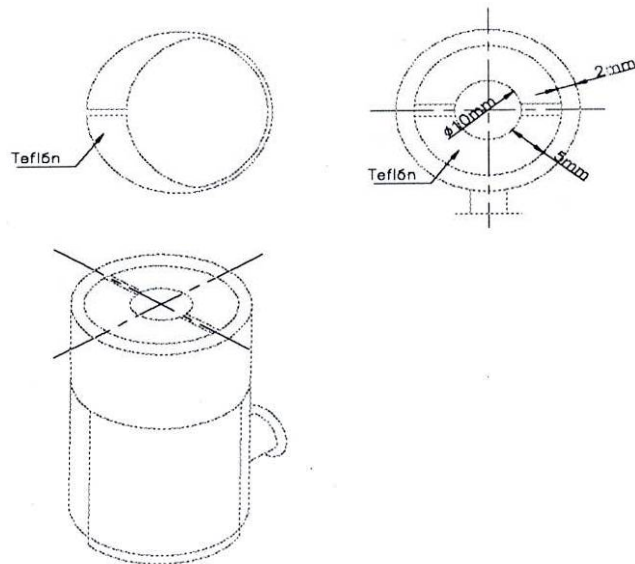
Las muestras serán entonces polimerizadas de la siguiente forma: la resina z250 con la lampara LED a 20 y 40 segundos, con la lampara de halógeno a 20 y 40 segundos. Con la resina Filtek A 110 LED a 20 y 40 segundos y con la lampara de halógeno z 20 y 40 segundos.



**Fig No. 3**



**Fig No. 4**



**Figura 5**

Los especímenes de resina fotocurada resultantes miden 10 mm de diámetro. Estas muestras se lijan con una hoja No. 1000 y luego se coloca en el durímetro de Knoop, se coloca la carga de la resina, se observa al microscopio la huella romboidal de Knoop. Después de esto se realiza un análisis completo de los resultados obtenidos.

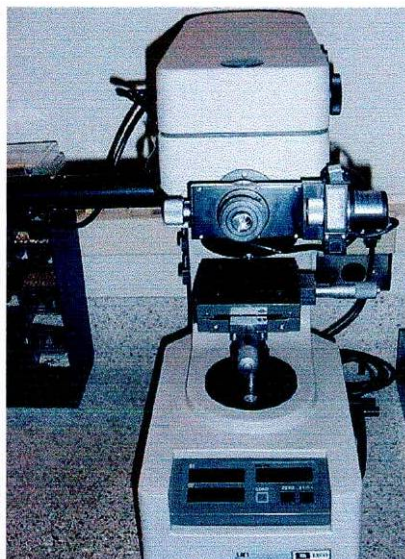
## 2.4 Durímetro de Knoop

Este es un Durímetro de micro dureza. Esta usa una micro punta de diamante que deja una huella en forma romboidal. Su punta activa es una pirámide de diamante con dos tipos de ángulos, uno de 130 grados, y el otro de 172-30; la indentación tendrá forma romboidal con una diagonal mayor, correspondiente a la arista de corte. Este se mide y determina el número de dureza Knoop. El número de Knoop es calculado dividiendo la carga/ área proyectada de la indentación. Es el área proyectada debido a que solo tenemos en cuenta la diagonal mayor de la

indentación para calcular el área. Este Durímetro es diseñado para que todo el efecto de la relajación ó la recuperación elástica del material sea asumida por la diagonal menor de la indentación, esta es la razón por la cual esta diagonal no es tomada en cuenta para el calculo del número de Knoop.

Este Durímetro (figura 6) es usado en odontología para medir la dureza de materiales frágiles como La porcelana dental, aleaciones dentales ó los cementos dentales. El Durímetro de Vickers y Knoop son considerados de microdureza en comparación con el de Brinell ó Rockwell debido a que ambos emplean cargas menores 1.8 N. Además sus indentaciones tiene que observarse en un microscopio y sus indentaciones tienen una profundidad menor a 19 micrones.

Dureza Knoop KHN en resinas compuestas 65. (Guzmán Báez, Humberto José Biomateriales odontológicos de uso clínico Ed. 2003)



**Figura 6 Durímetro de Knoop.**

## 2.5 DEFINICIÓN DE VARIABLES

Variable dependiente :

- Dureza: es definida como la resistencia de la superficie de un cuerpo de ser indentado. Así, dependiendo del tamaño o de la profundidad de la indentación será la dureza de un material. Los aparatos usados para medir la dureza de los materiales son los durímetros.

Escala de medición: KHN= Carga/área proyectada de la indentación. KHN resinas compuestas es 65 carga Filtek Z250 82% en peso y carga Filtek A 110 56% en peso.

Tipo de variable: cuantitativa, discreta.

-Grado de polimerización: número total de unidades estructurales/número total de moléculas.

## 2.6 PROCEDIMIENTOS PARA LA RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES												
ACTIVIDAD	FEBRERO SEMANAS				MARZO SEMANAS				ABRIL SEMANAS			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Reuniones de grupo		X		X		X		X		X		X
Correcciones de tesis	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

Reunion con el estadístico				X		X						
Reunion con los doctores de la u.n		X					X					
Prueba piloto #1			X									
Aprobacion de protocolo						X						
Prueba piloto final						X						
Informa final		X										
Entrega de articulo científico							X					
Pre-sustentacion de la tesis								X	X			
Sustentacion de la tesis												X

### 3. ASPECTOS ADMINISTRATIVOS

#### 3.1 RECURSOS

##### 3.1.1 Recursos Humanos

investigadores: Paola Morantes, Carolina Burbano, Cesar Hernández, Andres Santofimio y Sandra Milena Núñez, integrantes de X semestre facultad de Odontología CUC.

Asesores científicos internos, Director Científico: Dr. Andres F. Guzmán MSD, director de Posgrado de Prostodoncia del CUC.

Asesor Científico: Dr. Cesar Rodríguez especialista en Prostodoncia y Oclusión CUC.

Dra. Claudia Hurtado, Odontóloga especialista en Gerencia en seguridad social en salud de instituciones.

Asesor estadístico: Dr Milciades Ibañez Pinilla.

Asesores científicos externos, Director postgrado de Prostodoncia de la universidad nacional de Colombia, Bogotá Dr Norberto Calvo rehabilitador oral, Dr Isauro Abril especialista de Prostodoncia y rehabilitador oral universidad nacional de Colombia.

Ingeniero Mecánico, Universidad INCA de Colombia: ingeniero Pablo Rafael Durán.

Traductores: Carolina Leguizamón, Johanna Arnedo, Carolina Montañez.

Colaboradores Biblioteca Pontificia Universidad Javeriana: Iván Darío Rojas, bibliotecario.

Asesor comercial de la 3M, Oscar Rojas.

### **3.1.2. Recursos Técnicos**

Computador, fotocopidora, cámara fotográfica.

### **3.1.3. Recursos Físicos o locativos**

Bibliotecas : universidad del bosque, clinica colsubsido, fundacion Santa Fé, Universidad Javeriana, Hemeroteca Nacional, Biblioteca Luis Angel Arango, Universidad Nacional, Salas de internet, Centro de diseño de materiales y metodos universidad nacional, Direccion de postgrado de prstodoncia universidad Nacional, casa de Sandra Ñuñez, Apartamento de Carolina Burbano, Taller de mecánica Industrial.

### **3.1.4 Recursos financieros :**

Insumos y materiales propios de la investigación :

Durimetro Knoop, microscopio, halógeno con diodo emisor de luz azul, Resina de fotocurado , Resinas de fotocurado Z 250 y filtec A110, Anillos para especimen de resina, bruñidor de bola, espátula de teflon.

Insumos de materiales :

Papel, tijeras, tinta, lápices ,carpetas, diapositivas, rollos de fotografía, diskettes, ganchos, cosedora, colbon, impresora, scanner, fotocopias, libros

## GASTOS A LA FECHA

ACTIVIDAD	FECHA	VALOR
Recolección de datos	2001,2002,2003	\$ 200.000
Traducción de artículos	2001,2002,2003	\$700.000
Papelería	2001,2002,2003	\$ 300.000
Transportes	2001,2002,2003	\$ 100.000
Proyecto de prueba piloto	15 de febrero del 2003	\$ 100.000
Moldes de aluminio y teflon	14 de febrero del 2003 20 de febrero del 2003	\$ 95.000
Dibujo en molde en autocad	26 de febrero del 2003	\$ 10.000
<b>TOTAL</b>	01 de marzo del 2003	\$1'505.000

## GASTOS AL FUTURO

ACTIVIDAD	FECHA	VALOR
<b>Equipos</b>		
Lámparas		
Durímetro de Knoop		
Computador		
<b>Materiales y suministros</b>		
Resinas		

## BIBLIOGRAFIA

ABATE, Pablo I, Zahra, y Ricarso L. Macchi. Efecto de las variables de fotopolimerización sobre el endurecimiento del composite. The Journal of Prosthetic Dentistry. Dic, 2001.

Anusavice Kenneth. Phillip Science of Dental Materials. WB Saunders Company. Tenth Edition, Philadelphia, USA, 1997

BOKSMAN L. Jordan RE, Susuki M, Charles DH. A visible light-cured posterior composite resin, Jada oct, 1998.

BRYANT RW. Direct posterior composite resin restorations: a review 1-factors influencing case selection. Aust Dent J., 1999

COOB, Deborah, McGregor Katherine. Las propiedades físicas de composites basadas en resinas posteriores condensables y convencionales: una comparación, 1999.

CRAIG R.G. Restorative Dental Materials 7 th edition p.228 ST: C V Mosby.

Eversall and MOORE. Bonding/Ortodontic Acrilic Resina to Enamel. Ajodo, 1988 Junio.

Fower. An invitro Evaluation of bond strenght of Three Glass Ionomer Cement Ajodo 1990; 97: 316 – 322

FREEDMAN, George. Como seleccionar una luz de curado para su práctica opciones de velocidad, poder y fuente de luz son algunas de las consideraciones importantes. Ajodo: p.145-200; 2001.

GREGORY, WA, Hagen CA, Powers JM. Composite resin J. Prosthet Dent, 1997

GUZMAN Baéz, Humberto José Biomateriales odontológicos de uso clinico/ Humberto José Guzmán Báez 3ª ED. Ecoe Ediciones, 2003.

GUZMAN Duran, Andres F, MSD Guia de Biomateriales dentales, 2001

GUZMAN, Ronald. Grabado compuesto estético – Técnicas y materiales. México: Editorial Mosby, 1999.

Hansen E. Visible light cured composite resin: polymerization contraction, pattern and hygroscopic expansion scan dentres vol 90: 329-34

LINARES, Sixto. (Caso Clínico) Esthet.-X: Aplicación práctica de una nueva resina compuesta. Denstply No 16. septiembre 2000

MACCLESFIELD Yeam, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. International Dental Journal (1985) 35, 218-225

OBRIER, Ryge. Materiales dentales y su selección. Bogotá: Editorial Panamericana, 1995.

RUEGGEBERG F.A., Caughman W.F., Curtis J.W. Jr. Effect of Light intensity and Exposure Duration on Cure of Resin Composite. Medical College of Georgia, School of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Augusta, 1994.

RUEGGEBERG F.A. Precision of hand-held dental radiometers *Quintessence International* 24 391-396.

Ruyter I.E. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials *Acta Odontologica Scandinavica* 36 75-82

Scientific Documentation Tetric Ceram/Tetric Flow. (Feb 1997)

SHARKEY, Seamus, Ray Noel, Burke Francis y otros. La dureza superficial de composites polimerizados por dos Fuentes de diferente luz visible: un estudio *in vitro*. National University of Ireland. 2002.

SWARTZ Marjorie, Phillips Ralph, Rhodes Barbara. Visible Light-activated resins- depeth of cure. Articles.2000

SWIFT, E. J. New adhesives resins. A status report. Am J Dent 1998. Seamus S. Jun 2002

VARGAS, Marcos A. Polymerization of Composite Resins: Argón Laser Vs Conventional Light. Operative Dentistry, 1998. p.23 – 87

ZACHRISSON B. U. Surface Preparation of Orthodontic Bonding to pocelain. Ajodo 1996; Abril: 420 – 430