

**GRADO DE POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS HÍBRIDAS
DEPENDIENDO DEL COLOR, TIEMPO Y FUENTE DE POLIMERIZACIÓN**

**DR. HAROLD FERNANDO ÁVILA
DRA. HORTENSIA GARCÍA QUINTERO
DRA. LUZ HELENA CUERVO
DR. RAFAEL MORENO MORENO**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA
BOGOTÁ
2004**

**GRADO DE POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS HÍBRIDAS
DEPENDIENDO DEL COLOR, TIEMPO Y FUENTE DE POLIMERIZACIÓN**

**DR. HAROLD FERNANDO ÁVILA
DRA. LUZ HELENA CUERVO
DRA. HORTENSIA GARCÍA QUINTERO
DR. RAFAEL MORENO MORENO**

**Tesis de grado presentado como requisito para optar el título de
especialista en Prostodoncia**

ASESOR CIENTÍFICO

**Dr. ANDRÉS FELIPE GUZMÁN DURAN Od.
Magíster en materiales dentales
ESPECIALISTA EN PROSTODONCIA**

ASESOR METODOLÓGICO

**Dra. CLAUDIA HURTADO ARANGO Od.
Especialista en seguridad social en salud**

ASESOR ESTADÍSTICO

**Dra. MÓNICA PACHÓN RODRÍGUEZ
Bioestadística**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN PROSTODONCIA**

2004

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN

1. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS.

1.1. PROBLEMA.

1.2. JUSTIFICACIÓN.

1.3. PROPÓSITO.

1.4. MARCO TEÓRICO.

1.5. OBJETIVOS.

1.5.1. Objetivo general.

1.5.2. Objetivos específicos.

1.6 HIPÓTESIS.

1.6.1 Hipótesis nula.

1.6.2 Hipótesis alternativa.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.

2.1. TIPO DE ESTUDIO.

2.2. GRUPO EXPERIMENTAL.

2.3. MUESTREO.

2.4. MUESTRA.

2.5. VARIABLES DE ESTUDIO.

2.6. PROCEDIMIENTO.

2.7. INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS.

2.8. TABULACIÓN Y ANALISIS DE DATOS.

3. RESULTADOS.

4. DISCUSIÓN.

5. CONCLUSIONES.

6. RECOMENDACIONES.

REFERENCIAS

ANEXOS

INTRODUCCION

El espesor de resina, el color, la intensidad y el tiempo de emisión de luz de fotopolimerización, son factores que influyen en el resultado final de una restauración, siendo necesario conocer las ventajas y desventajas de los nuevos sistemas de fotoactivación para poder tener un mejor criterio de selección de la fuente de luz a utilizar con un manejo específico del espesor, color y tiempo de exposición ya que no se sabe realmente si la nueva tecnología con los tiempos recomendados hace polimerizar igual que la luz halógena tradicional. En la actualidad existe una gran cantidad de unidades de polimerización, sin embargo el odontólogo tiene más acceso a la información suministrada por las casas comerciales, dicha información solo es acerca de la rapidez e intensidad aumentadas con el fin de disminuir el tiempo de trabajo.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PROBLEMA

El espesor de resina, el color, la intensidad y el tiempo de emisión de luz para la polimerización, son factores que influyen e intervienen en el resultado final, siendo necesario conocer las ventajas y desventajas de los nuevos métodos y sistemas de fotoactivación en cada caso para poder tener un mejor criterio de selección de la fuente de luz a utilizar y sus posibilidades de graduación con un manejo específico del espesor, color y tiempo de exposición ya que no se sabe realmente si la nueva tecnología con los tiempos recomendados polimeriza igual que la luz halógena tradicional. En la actualidad existe una gran cantidad de unidades de fuentes de luz para polimerizar las resinas, sin embargo el odontólogo tiene mas acceso a la información suministrada por las casas comerciales, dicha información solo es sobre la rapidez e intensidad aumentadas de las fuentes de polimerización; con el fin de disminuir el tiempo de trabajo. Por lo tanto es necesario preguntarse:

¿Cuál es el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas dependiendo del color, tiempo y fuente de polimerización?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Este estudio es importante porque constituye un soporte científico en la selección adecuada de la fuente de luz utilizada en la polimerización de las resinas compuestas híbridas dependiendo del color, tiempo y fuente de polimerización.

1.3 PROPÓSITO

Este estudio pretende determinar el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas dependiendo del color, tiempo y fuente de polimerización.

1.4 MARCO TEÓRICO

Rafael Bowen 1950 inició su investigación fundamental sobre el uso de epoxy de elevado peso molecular y derivados de metacrilato que incorporaban una carga de relleno inorgánico. Estos materiales fueron polimerizados con los métodos convencionales redox de la química de los acrílicos curados en frío, comúnmente usados en la odontología restaurativa. La introducción de un monómero disfuncional de elevado peso molecular, conocido como resina de Bowen o bis-GMA, facilitó enormemente el desarrollo comercial de materiales que contenían compuestos inorgánicos

como relleno. Los primeros usos de compuestos en forma de pasta/líquido fueron desarrollados por Robert Chang en 1969 y Henry Lee en 1970 (Rueggeberg, 2002).

Según Albers en 1996 y Peutzfeldt en 1997, el contenido monómero de estos sistemas no estaba completamente fundamentado en el uso de Bis-GMA. Este monómero es extremadamente viscoso debido a la presencia de dos grupos hidroxyl que le proporcionan un significativo enlace de hidrógeno molecular. Para superar este asunto de la viscosidad, los fabricantes diluyeron el monómero con un comonómero más fluido: triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA).

Según Buonocore en 1955, ningún otro avance en la odontología cambió tan radicalmente los métodos y la filosofía de la práctica como la "odontología adhesiva". Michael Buonocore recomendó el tratamiento con ácido fosfórico al 85% del esmalte que circundaba la preparación de una cavidad para retención mecánica del polímero. No fue sino hasta más adelante en 1960, que esta metodología se incorporó en el uso práctico con los materiales restaurativos basados en resinas.

Buonocore en 1981, mencionó que se empezaron a usar sistemas de resinas sin relleno como sellantes de fosas y fisuras del esmalte. Esta técnica

redujo significativamente el número de lesiones cariosas en los niños durante sus años de mayor propensión a la caries. Las técnicas de grabado usadas sobre el esmalte fueron entonces aplicadas a la dentina con resultados menos favorables, ya que los clínicos temían que el elevado contenido ácido del sellante pudiera ser demasiado irritante como para que los soportara el tejido pulpar. Más tarde se descubrió que la capacidad amortiguadora de la dentina, conjuntamente con la eliminación del ingreso bacterial, resultaba en muy pocos problemas pulpares causados por los materiales en sí mismos.

Según Cox en 1994, el desarrollo de resinas adhesivas a la estructura dental progresó a través de diferentes etapas, comúnmente conocidas como "generaciones".

Según Kugel en 2000 cada generación de productos presentaba mejores valores de fuerza de adherencia y estaba diseñada para funcionar con respecto a los últimos avances en el conocimiento de la química, microestructura y medioambiente de la interfase de adherencia.

Nakabayashi en 1998, encontró que los monómeros muy hidrofóbicos usados en los materiales restaurativos no podían penetrar el contenido acuoso de la dentina desmineralizada. Entonces, se colocaron agentes

adhesivos basados en metacrilato para hacer su naturaleza más parecida a la de la resina.

A principios de 1.956, Bowen estaba utilizando como restauraciones indirectas compuestos epoxy curados al calor, con buenos resultados iniciales. Sin embargo debido al largo tiempo requerido para la adecuada polimerización, se investigaron otros sistemas de monómeros. El reemplazar los grupos epoxy con grupos de metacrilato le permitió a Bowen usar métodos redox convencionales para polimerizar el nuevo compuesto (bis-GMA), y así nació el primer sistema monómero exitoso para compuestos. La estructura del bis GMA ha sido desde entonces alterada de varias maneras para modificar su viscosidad y su hidrofobicidad (Rueggeberg, 2002).

Según Craig en 1997, desde su introducción a principios de los años setenta el desarrollo de materiales compuestos se ha enfocado en dos áreas principales: contenido del relleno y forma de polimerización. Rellenos de varios tipos y tamaño se han usado para proporcionar un amplio rango de productos con respecto a la facilidad de terminado así como a su resistencia. Los rellenos reducen también el volumen de la matriz de polimerización requerida, disminuyendo así la contracción por polimerización.

Puesto que se usan rellenos de vidrio y de cerámica, el coeficiente total de expansión termal del producto se ha reducido notablemente en comparación con la composición completamente inorgánica (Rueggeberg, 2002).

Fortín en el 2000, sugirió que compuestos con mayor relleno han sido desarrollados escalonando su contenido de tal manera que se minimicen los espacios entre las partículas o procesándolos de tal manera que sean mecánicamente retenidas en la matriz de resina.

Según Paffenbarger en 1974, los materiales compuestos fueron inicialmente introducidos como productos restaurativos estéticos directos utilizando reacciones redox a temperatura ambiente. Por esta razón fueron empacados como dos componentes separados que, cuando se combinan, activan el proceso de polimerización después de un período inicial de tiempo de trabajo. La desventaja de este método de polimerización radica en que toma bastante tiempo para que el material fragüe después de que es colocado en la preparación. Típicamente el material tenía que mantenerse bajo la presión de una banda matriz plástica para asegurar su adaptación a la superficie del diente durante la polimerización. El largo tiempo requerido desde la colocación hasta el fraguado alcanzaba 8 minutos (Rueggeberg, 2002).

Craig en 1998, mencionó que la odontología tomó prestada tecnología de otras áreas para ayudar a resolver el problema del prolongado tiempo de polimerización. Se observó que la fotopolimerización de tintas, pinturas y otros materiales recubiertos, y tableros de circuitos impresos se realizaba con monómeros acrílico basados y luz ultravioleta. Rueggeberg a finales de la década de 1.970, desarrolló un sistema compuesto fotopolimerizado (Nuva, dentsply/Caulk). La ventaja de este método de polimerización era que le permitía al Odontólogo dar "*la orden de curado*". La capacidad de polimerizar rápidamente un compuesto una vez que estaba colocado y contorneado a satisfacción. Este sistema utiliza una fuente de luz sostenida con la mano que emite energía ultravioleta (UV) en el extremo distal de una luz de cuarzo guiada para proporcionar la longitud de onda adecuada (354 nm) generando energía para desarrollar radicales libres que inicien el proceso de polimerización. Inicialmente este sistema arrojó buenos resultados, pero rápidamente se hizo evidente que el material de relleno no podía polimerizarse en grandes incrementos y que la intensidad de la fuente luminosa disminuía rápidamente con el uso.

Lu en 1977 y Dart en 1978 mencionaron que la nueva industria de la odontología tomó nota de los avances en la tecnología de fotopolimerización de la época que aplicaba energía de luz visible (400 a 500 nm) en vez de

las ondas ultravioletas mucho más energéticas para fotopolimerizar compuestos. Rueggeberg en 1999 Buscó un sustituto para la radiación ultravioleta (UV) a causa de que podían desarrollarse posibles problemas visuales en el personal operativo y a la posibilidad de alterar selectivamente la flora oral de la boca del paciente a través de la exposición a radiación ionizante. Nació entonces la era del curado a la luz visible. Las primeras unidades de curado a la luz visible estaban basadas en la emisión luces, cuarzo-tungsteno-halógenas (QTH). Estos elementos tienen fuentes de energía de banda amplia (energía infrarroja) desarrollándose la mayor parte de su radiación a una longitud de onda más larga que la de la luz visible. Se utilizaron filtros para minimizar la radiación infrarroja y para dar paso solo a un rango muy limitado de energía visible (400 a 500 nm) entre el material restaurativo. Es dentro de este rango de energía donde el fotoiniciador más comúnmente utilizado, la camforoquinona (CQ), absorbe energía.

Las unidades iniciales para curado a la luz visible eran aparatos de sobre mesa; la fuente de luz estaba en un caja y la energía de la luz se dirigía al material restaurativo a través de un cordón largo con múltiples líneas de fibras ópticas. Los practicantes deberán notar que si las fibras ópticas se enredan o se doblan en pequeños radios, una cantidad de los frágiles cordones ópticos se rompen y la cantidad de luz transmitida desde la fuente al diente disminuye enormemente (Rueggeberg, 2002).

Una fuente modificada de luz fué introducida en forma de una unidad sostenida manualmente para curado dental. Esta unidad permite al practicante sostener la fuente luminosa en una mano y dirigir la salida de energía directamente al diente a través de una muy corta y rígida guía de fibra óptica. Durante años, esta luz ha sido el estándar en la fotopolimerización de los materiales de restauración dental (Rueggeberg, 2002).

Las resinas compuestas contienen tres componentes: una matriz de polímero, un agente de unión y partículas de relleno. El polímero se mezcla con las partículas de relleno y forman un material combinado de cerámica y polímero, denominado material de composite. Por desgaste, el pulido y la carga, las partículas de relleno se abren a la superficie del composite y pueden desprenderse. Para evitarlo, las partículas deben estar adheridas a la matriz de polímero (Soderholm y Schmidseeder, 1999).

La matriz de la resina consiste en múltiples uniones químicas en las cuales intervienen sustancias que inician el proceso de polimerización, y otras que impiden que el composite polimerice espontáneamente durante su almacenamiento. Además la matriz contiene también enlaces químicos que

mejoran las cualidades estéticas del composite (Soderholm y Schmidseder, 1999).

En 1951 se añadió por primera vez a la resina de metil-metacrilato particular de relleno de AL_2O_3 para reducir la contracción de polimerización del material restaurador. Lamentablemente, estos materiales no satisficieron las esperanzas puestas en ellos. La matriz de la resina esta formada por bisfenol-glicidil-metacrilato (BisGMA) que dispone de dos grupos OH y dos anillos de benzol centrales. Los anillos de benzol refuerzan la parte media de la molécula, mientras que los grupos OH forman un enlace en forma de puente de hidrógeno con el grupo OH de la molécula de BisGMA vecina. Por ello el BisGMA es un monómero muy viscoso. La alta viscosidad retrasa la sedimentación de relleno, pero a la vez dificulta la incorporación de un gran volumen de partículas de relleno en el monómero. Como la adición de partículas de relleno aumenta aun mas la viscosidad de la resina, la viscosidad del monómero de BisGMA debe reducirse con un monómero poco viscoso. Un monómero empleado con frecuencia para ello es el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA) (Soderholm y Schmidseder , 1999).

La molécula de TEGDMA dispone igualmente de dos grupos metacrilatos terminales y también puede formar una red. Consiste en una cadena flexible y no tiene grupos OH. La alta flexibilidad de la molécula de TEGDMA reduce

su viscosidad y aumenta la probabilidad de que sus dobles grupos roten y así, durante el secado, reaccionen con otras uniones. El elevado número de enlaces dobles y la mejor capacidad para tomar parte en la polimerización producen una marcada contracción por cada porción de TEGDMA, la matriz se hace menos viscosa y adherente, lo que aumenta el riesgo de sedimentación del relleno. No obstante al aumentar la viscosidad añadiendo más relleno disminuye la contracción de polimerización. Estos factores mejoran considerablemente el composite (Soderholm y Schmidseeder, 1999).

Soderholm y Schmidseeder en 1999, mencionan que en los años setenta se desarrollaron los denominados composites fotopolimerizables. Aunque el primer composite usaba luz ultravioleta (UV) como activador, los modernos por el contrario, pueden polimerizarse con luz visible. La activación comienza cuando las sustancias químicas sensibles a la luz (canforoquinonas) reciben irradiación de una determinada longitud de onda. Los grupos cetona de la molécula de canforoquinona se activan por luz de 468 nm de longitud de onda, reaccionan con otro componente de la resina como el dimetilamin-etil-metacrilato (amina). Con ello se transfiere un átomo de hidrogeno al oxígeno del grupo cetona activado y este se convierte en un grupo hidroxilo. El electrón que queda en la molécula (radical libre) de dimetilamín-etil-metacrilato comienza la polimerización, iniciándose la reacción en cadena en la cual el enlace doble de carbono, reacciona con el radical, pasando a tener

un electrón libre que está listo para reaccionar con otro enlace doble de carbono. La reacción de polimerización solo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos. Si el oxígeno estuviera presente, los radicales libres irán preferentemente a reaccionar con él, formando un radical de peróxido, poco reactivo, generando la inhibición de la polimerización. Cuanto mayor es la intensidad de luz, mayor número de fotones estarán presentes y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor el número de moléculas de canforoquinona que irán a alcanzar el estado excitado, para reaccionar con la amina y formar radicales libres. Así cuanto, mayor sea la intensidad de luz, mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta (Rueggeberg, 1999).

La concentración del iniciador es directamente proporcional a las propiedades mecánicas resultantes de la fase post-gel. Las concentraciones estudiadas fueron 0.1, 0.25, 0.5 y 0.75 % de contenido de camforoquinona, logrando el mejor desempeño entre 0.25 y 0.5 % ya que en una concentración de 0.75% la resina se ve afectada en su color, tornándose amarillenta. Los valores de microdureza no fueron significativamente diferentes a los de 0.25% y 0.5%. El tamaño de la partícula, también incide en dichas propiedades mostrando que con un tamaño de 0.7 a 1.0 μ m se logran mejores propiedades que con tamaños menores o superiores a estos. (Kaliyana y col, 1998).

A la temperatura ambiente ocurre polimerización apreciable en la oscuridad, por lo cual debe ser almacenado y no ser expuesto a la luz. Sin embargo, los factores como la intensidad de la luz y la distancia de la fuente de luz puede afectar significativamente el número de radicales libres que se están formando, haciendo que este sistema sea una técnica sensible (Kaliyana y col, 1998).

A pesar de las ventajas de los composites fotopolimerizables, a veces aparecen problemas. El proceso de polimerización puede desencadenarse también por la luz del sillón. Una lámpara de polimerización que no funcione suficientemente bien puede causar un endurecimiento incompleto. Debido a que la intensidad de la luz disminuye al aumentar la distancia, la activación comienza primero en el punto más cercano a la fuente de luz. Además, pueden aparecer grandes diferencias con respecto a la profundidad de polimerización, que depende de la intensidad de la fuente lumínica y de la transmisión de la luz del composite (Soderholm y Schmidseider, 1999).

Rueggeberg en 1999, observó que la cantidad de luz necesaria para excitar el fotoiniciador es bastante reducida en la medida que esta pasa de la superficie al centro de la restauración, debido a la dispersión y a la absorción de la luz. A partir de la superficie, a 0,5 mm de profundidad, 50% de la energía es perdida; a 1 mm, apenas 25% está disponible; a 2 mm 9% y a 3

mm de profundidad, solo el 3% de la energía de la luz permite activar la canforoquinona. Yearn en 1985 refiere que las resinas fotopolimerizables solo se polimerizan donde la luz es absorbida, dispersa y por consecuencia, atenuada durante su paso a través del material, haciendo que las superficies mas cercanas a la fuente de irradiación de luz se polimerice mas eficientemente que aquellas mas profundas. Para compensar la reducción de moléculas de canforoquinona no activadas por la luz, se debe aumentar el tiempo de exposición y/o la intensidad de energía de la luz, con el fin de dar oportunidad a esas moléculas de canforoquinona de ser excitadas y reaccione con la amina generando radicales libres (Rueggeberg, 1999).

En cuanto a la profundidad de activación, puede estar relacionada a la composición de los monómeros y oligómeros usados en resinas. Una profundidad de activación mayor del 50% se reportó en resinas experimentales basadas en BisGMA/TEGDMA, que con las basadas en UDMA/TEGDMA. En las superficies superiores el relleno, el tipo de monómero, el color de la resina y el tiempo de exposición, son los factores más influyentes, pero en la superficie profunda, los factores más influyentes en la polimerización son la intensidad de la luz y el tiempo de exposición, que se relaciona directamente con el coeficiente de transmisión del material. Este coeficiente de transmisión es mejor en las resinas híbridas que en las de micro-relleno, y es influenciado, por la longitud de onda de la luz, por los

índices de refracción del relleno y de la matriz de la resina, por el color, opacidad, tipo de relleno, carga y tamaño del mismo. (Quance y col, 2001).

Ya que algunos autores reportan que la intensidad aumentada al doble de las unidades de polimerización actuales incrementan la profundidad de activación aproximadamente en un 15%, pero a profundidades de 4.5mm las diferentes intensidades de luz ya no tienen diferencias significativas. Las resinas responden de una manera en cuanto a la intensidad de luz y al modo de activación (Unterbrink y col, 1995).

Es también interesante el hecho de que la polimerización no es completa. Al final del proceso de polimerización siempre quedan unidades de metacrilato sin reaccionar. Estos grupos no reaccionados pueden clasificarse en dos: Unidades que están insertadas a una molécula monómera que no reacciona y se considera como *filtrada*; Tales unidades pueden causar una respuesta biológica en el anfitrión porque el monómero no está insertado en el fundamento del polímero y puede filtrarse. Más frecuentemente, la unidad no reaccionada está covalentemente insertada a alguna porción de la red polimérica a través de la otra unidad de metacrilato de la molécula. En este caso la unidad sin reaccionar se conoce como grupo metacrilato *pendiente*. La unidad no está sin reactividad potencial. El doble enlace carbono puede resultar con el tiempo en cambios de color y la unidad puede reaccionar con

los fluidos absorbidos y resultar en la formación y liberación del producto de formaldehído descompuesto (Rueggeberg, 1999).

Tarumi en 1999 realizó un estudio en el cual determinó la polimerización post irradiación de resinas dentales, donde midió el grado de conversión de la resina recién polimerizada (10 min) y después de polimerizadas y almacenadas por 24 horas en una caja oscura a una temperatura de 37^o C, por medio de espectroscopia infrarroja de transformación Fourier (FTIR), para restar el numero de enlaces covalentes antes y después de la polimerización, de esta forma determinó la cantidad de resina que ha pasado por el proceso de polimerización post irradiación (polimerización oscura). Los resultados de este estudio arrojaron que era significativamente mayor el grado de conversión de los especímenes almacenados que aquellos inmediatamente polimerizados.

Un estudio emprendido por Leung en 1983, indicó resultados similares para pruebas de dureza de compuestos, reportando que el incremento en la dureza después de 24 horas de almacenamiento fue mayor para superficies sub expuestas que para muestras irradiadas por el tiempo recomendado por el fabricante. Por lo tanto, parece haber una relación inversa entre la cantidad de polimerización post-irradiación y el grado de conversión de compuestos recientemente curados.

En todos los composites se producen radicales libres espontáneamente durante el almacenamiento. Para inhibir la polimerización espontánea, el monómero contiene pequeñas cantidades de inhibidor. El inhibidor reacciona con los radicales libres y los neutraliza. Como consecuencia sólo se inicia la formación de cadenas cuando se han agotado todas las moléculas del inhibidor (Soderholm y Schmitseder, 1999).

Con frecuencia se utilizan distintas hidroquinonas. Otro inhibidor es el oxígeno, que se transfiere al composite desde el medio ambiente. La inhibición por oxígeno en determinadas condiciones tiene importantes ventajas. La capa inhibida por el oxígeno posibilita que a un composite ya endurecido se le pueda colocar una nueva capa de composite fotopolimerizable y se alcance una adhesión excelente entre ambas capas (Soderholm y Schmitseder, 1999).

Las partículas de relleno empleadas para los composites se fabrican deshaciendo grandes fragmentos de cuarzo o vidrio. Si las partículas se obtienen por molido, el proceso de obtención va de partículas mayores a menores. El tamaño de partícula de un composite es importante, ya que influye en las propiedades del material, como la resistencia y las condiciones de la superficie. Los composites dentales se dividen en tres clases:

- Composites de macrorrelleno.
- Composites de microrrelleno.
- Composites de partículas finas.
- Composites híbridos (una combinación de composite de macro y microrrelleno) (Soderholm y Schmidseeder 1999).
- Composites de partículas híbridas microfinas.

La mayoría de los composites de *macrorrelleno* tienen partículas con un tamaño medio inferior a 5 μm . El tamaño de las partículas de relleno influye en la rugosidad de la superficie de un composite, el tamaño de las partículas de los *macrorrellenos* corrientes está entre 1 y 3 μm , y la proporción se encuentra alrededor 60-73 % en volumen. El reducido tamaño de las partículas y la gran proporción de relleno garantizan tanto unas buenas propiedades físicas como una textura superficial aceptable (Soderholm y Schmidseeder, 1999).

Los composites de *microrrelleno* contienen pequeñas partículas de relleno inorgánico (SiO_2) con un tamaño medio de 0,04 μm . A causa de la considerable superficie por gramo de relleno, es difícil añadir estas partículas en altas concentraciones directamente al monómero de resina. Por ello, al fabricar las partículas de microrrelleno se incorpora un monómero de resina de baja viscosidad para conseguir un composite de microrrelleno homogéneo, que más tarde fragua. Tras el fraguado, se tritura este

composite homogéneo de microrrelleno para obtener partículas de microrrelleno y composite. Estas partículas de relleno se mezclan a continuación con un monómero que contiene partículas de microrrelleno. La pasta obtenida de este modo es el denominado composite de microrrelleno heterogéneo (Soderholm y Schmitseder, 1999).

Los composites de *partículas finas* tienen un tamaño de partículas de 0.5 – 3 micras, están compuestos de óxido de zirconio y metálicos para mejorar o reforzar las propiedades físicas del material de relleno, tiene una concentración de 60 – 77 % por volumen. Entre sus características se destacan baja estética, superficie opaca, moderada capacidad de pulido, uso como reconstructor de muñones y restauraciones posteriores (mínimas), buenas propiedades físicas y baja resistencia a la abrasión.

Los composites *híbridos* consisten en una combinación de partículas de macrorrelleno y microrrelleno, que contienen grandes cantidades de partículas de microrrelleno o bien de partículas de microrrelleno esféricas aglomeradas (15-20 % en peso), que se añaden como segundo relleno junto con las partículas de macrorrelleno. Las partículas de relleno que se emplean en los composites dentales no son de tamaño homogéneo. Los distintos tamaños hacen posible que las pequeñas partículas rellenen espacios entre las partículas mayores y, con ello, la proporción en volumen se eleva por

encima del 60 %. Una proporción elevada de relleno en volumen reduce la contracción de polimerización (Soderholm y Schmidseder, 1999).

Composites *híbridos microfinas* tienen un tamaño de partícula de 0.01 – 1 micrón, algunas tienen partículas manométricas en su matriz de 10 amstrons, estas partículas son matriz manométricas prepolimerizada la cual es agregada a la matriz para mejorar sus propiedades sin aumentar la viscosidad y la contracción de polimerización y es denominada micro matriz. Entre sus características principales se encuentra que tienen gran capacidad de pulido, alta resistencia a la abrasión debido al tamaño de la partícula, alta estética por su gran variedad de colores, dentinas opacas, esmaltes y translucidos, fácil manipulación, altos costos.

Los compuestos que incorporan elevadas cargas de relleno para el propósito específico de lograr las características de manejo de la amalgama se clasifican como "*compuestos empacables*" con material de relleno de tamaño mediano y alta viscosidad, estos materiales se desarrollaron en un intento de poner a disposición del clínico un material capaz de mover la banda matriz durante el proceso de condensación, con la esperanza de que resultara un contacto proximal más controlable y predecible y diseñadas para zonas de alto contacto oclusal (Rueggeberg, 2000).

Para las resinas fotoactivadas se dispone de una gran cantidad unidades de curado con diferentes tipos de emisión de luz, pero dentro de esta gran variedad solo hay tres que se han reportado con resultados satisfactorios:

Lámparas Cuarzo-Tungsteno-Halógeno (QTH): Con el uso de lámparas halógenas cuarzo tungsteno se recomienda la exposición durante 40 a 60 segundos por cada 2 mm de espesor incremental del compuesto (Rueggeberg, 2002). La mayor parte de energía luminosa producida por la fuente de QTH es de rayos infrarrojos (95%), los cuales son responsables de la producción de calor. Para reducir los rayos indeseables, son utilizados filtros en los aparatos, con el fin de que los rayos producidos queden restringidos al eje de luz visible (5%), con la longitud de onda entre 400 a 500 nm, responsable de la activación de la canforquinona. El filtro es el componente más caro del aparato y el más importante, pues a medida que este se va degradando, más rayos infrarrojos son liberados, generando calentamiento del diente y de la encía, pudiendo ocasionar daño del tejido e incomodidad para el paciente. La vida útil de la fuente de QTH es relativamente alta, pudiendo alcanzar 40 horas de uso. El uso frecuente del radiómetro es importante para evaluar la intensidad de luz de la unidad de fotocurado, este posee un diafragma o detector circular donde se coloca la punta de la guía de luz. Se activa la unidad y se registra en la pantalla la intensidad de luz producida, una intensidad adecuada debe estar siempre

por encima de 300 mW/cm^2 , por debajo de esto se presume que la bombilla esta defectuosa. La gran ventaja de este tipo de aparato es que la bombilla no es tan cara y puede ser cambiada por el odontólogo, en la clínica. Estas lámparas poseen una guía de luz flexible o rígida que conducen el haz de luz a la parte activa, dentro de sus componentes encontramos también un ventilador que permite aireación y refrigeración de la temperatura generada por la bombilla (Rueggeberg, 1999).

Lámparas QTH de alta intensidad: Para tener la seguridad de que las luces QTH sigan siendo una herramienta clínica viable, los fabricantes comenzaron a producir modelos QTH de "alta salida" que supuestamente igualan a la luz de arco de plasma (PAC) en términos de valores de intensidad y duración de la exposición. Con todas estas demandas de rápido curado, comenzaron a presentarse algunas inquietudes relacionadas con el desarrollo de fuerzas de contracción por polimerización. La idea de que tales fuerzas podrían tener graves implicaciones clínicas al causar márgenes abiertos e incluso grietas en el esmalte, fue investigada. En reacción a estas preocupaciones, se desarrollaron fuentes de curado a la luz que entregan intencionalmente bajos niveles de energía durante la fase de exposición inicial. Los estudios han demostrado que el llamado método de exposición de "inicio suave" reduce la tasa de conversión y las fuerzas de polimerización al tiempo que mejora el potencial de conservación de la

integridad marginal mejor que las fuentes de luces de alto poder (Rueggeberg, 2002).

Diodos emisores de luz azul (LED): Han sido objeto de mucho interés y de rápido desarrollo en esta área. Recientemente, los LED azul quedaron a disposición en longitudes de onda que caen dentro de la absorción espectral de los fotoiniciadores dentales comunes. La intensidad de estos aparatos ha incrementado a una tasa muy rápida y actualmente aparatos comercializados están a disposición para la fotopolimerización de compuestos dentales. Las ventajas de estas luces son su fácil transporte, sus mínimos requerimientos de mantenimiento y la larga vida de las fuentes así como la restricción de la energía emitida a solo la necesaria para la eficiente activación del fotoiniciador. Este último aspecto es muy importante para minimizar la elevación termal en dientes expuestos a fuentes de luz de curado (Rueggeberg, 2002).

Las LED son lámparas que producen la luz a través de semiconductores a diferencia de las lámparas halógenas que usan filamentos. Contiene diodos de galio-nitrito que producen un estrecho espectro de luz entre los 400 y 500 nm y en estas lámparas se utilizan simultáneamente varios LED de 7 a 21 ordenados en círculos concéntrico. Pero posee la característica de concentrarse en el rango específico de absorción máxima de la

canforquinona (468 nm), poseen una vida útil de 10.000 horas, produciéndose un pequeño desgaste durante este tiempo, generan bajas cantidades de calor, no requieren filtros para producir la luz azul, pequeño tamaño y ergonómicas debido al pequeño diámetro de la fuente luminosa (el diámetro de un LED es de 2 - 4.5 mm.), silenciosa ya que no requieren de ventilador, bajo consume eléctrico permitiendo el uso de baterías eliminando el incomodo cable que va conectado a la base. Los fabricantes refieren que con este tipo de lámparas podrían polimerizar composite de 2 mm de profundidad en 10 seg. Aun cuando generan 400 mW/cm², requieren menos tiempo de exposición, ya que concentran sus longitudes de onda en las específicas para la canforoquinona. (Villarroel, 2003).

Otra variación importante en este tipo de aparatos, es el aumento en la intensidad de la luz pasando de rangos de 180 - 200 mW/cm² a 500 – 800 mW/cm² lo cual trae beneficios como mejor poder de polimerización y algunas desventajas como mayor fuerza de contracción y aumento en la producción de calor durante el proceso de polimerización (Villarroel, 2003).

Este tipo de unidad de polimerización presenta ciertas contraindicaciones: pacientes u operadores que tengan marcapasos y a quienes se les a aconsejado tener sumo cuidado con el uso de aparatos eléctricos pequeños, pacientes con reacciones fotobiológicas (urticaria Solaris o protoporfiria

erictropoyetica) o que están siendo tratados con medicamentos fotosensibilizantes (Perfil técnico: Elipar Freelight; 3M ESPE. 2002).

Algunos fabricantes actualmente utilizan fotoiniciadores diferentes a los de los compuestos convencionales (canforoquinona). Estos fotoiniciadores (Lucerin y Propandiona) alternativos fueron desarrollados para minimizar matices de las restauraciones donde se necesita translucidez como tonos de esmalte o resinas post-blanqueamiento y para uso con materiales densamente rellenos (Villarroel, 2003).

Básicamente estos compuestos son materiales absorbentes de la luz ultravioleta con pequeñas porciones que caen dentro del espectro visible (regiones violeta y azul oscuro). Una controversia actual en la odontología es el uso de luces alternativas de fotocurado (LED) que no emiten energía de la longitud de onda requerida por los iniciadores (Albers, 2000).

Silikas en 2000, habla de que el modo generalmente preferido de curado en resinas compuestas es foto-polimerización. Idealmente, la resina dental para restauración tendría todo su monómero convertido en polímero (Grado de conversión) durante la reacción de polimerización. Sin embargo, todos los monómeros de di-metacrilato exhiben instauración residual considerable en el producto final, con un grado de conversión (GC) que varía de 55 a 75% bajo condiciones de irradiación convencionales.

Se ha mostrado que intensidades de luz de curado más altas pueden llevar a producir un incremento del GC en períodos de tiempo menores y por ende a propiedades físicas y mecánicas superiores. Por lo tanto, la tendencia en el desarrollo de luces de curado ha sido incrementar la intensidad de la luz. Sin embargo, el GC está en la antítesis clínica con la contracción de polimerización (Silikas, 2000). Se ha demostrado que el GC es directamente proporcional a la fuerza de contracción y a la contracción de polimerización (Lale, 2003).

La mayoría de los productos fotopolimerizables poseen indicación que varía de 10 a 60 segundos, el fabricante con el fin de mercadeo acostumbra a reducir el tiempo, este hecho sumado a que el profesional reduce el tiempo de foto polimerización para aumentar la productividad en el consultorio da como resultado restauraciones no polimerizadas, lo que implica su fracaso. Se recomienda aumentar el tiempo de polimerización en un 50% de lo recomendado por el fabricante, para conseguir una mayor homogenización más al nivel central y evitar los endurecimientos de la periferia. (Baratieri, 2000)

La distancia entre la puntera óptica y el material debe ser lo más corta posible, distancias mayores a 2 mm deben ser evitadas y cuando sea

necesario el tiempo de polimerización debe ser aumentado proporcionalmente (Baratieri, 2000).

Un estudio realizado por Silikas en el 2000 donde investigó la relación entre los valores del grado de conversión (GC) y de la fuerza de contracción de dos resinas compuestas, cuando son irradiadas por dos niveles de intensidad de luz, por períodos de tiempo diferentes, el GC fue medido por espectroscopia infrarroja de transformación Fourier (FTIR) inmediatamente después del curado y los valores de fuerza de contracción se obtuvieron continuamente por 30 min. después de la fotoiniciación.

Todas las muestra fueron fotopolimerizadas bajo los siguientes modos de intensidad luz variable (modo I 40 seg. en 750 mW/cm²; modo II de la irradiación de inicio suave de dos pasos de 10 s en 200 mW/cm² más 30 s en 750 mW/cm²; modo III 40 s en 200 mW/cm²; y modo IV 10 s en 200 mW/cm²). Los efectos de la temperatura de la luz y la exotermia del curado no se eliminaron.

Los resultados del GC para los diferentes modos de irradiación fueron los siguientes: modo I TCR = 60.3 % y Z100 = 55,5 %, modo II TCR = 61.0 y Z100 = 56.2 %, modo III TCR = 47.8 % y Z100 = 35.3 %, modo IV TCR = 36.6% y Z100 = 26.9 %. Los modos I y II no mostraron diferencias

significativas en GC pero en los modos III y IV si se encontraron diferencias significativas en el GC. Esto nos demuestra que las diferentes intensidades de luz producen problemas de contracción de polimerización y pueden lograr una reducción aceptable del GC. Sin embargo, esto debe ser también consistente con la generación de un desempeño adecuado de curado en la red de resina.

Kurachi en 2000 comparó 5 lámparas de diodos con 1 halógena convencional para evaluar la eficacia de cada fuente de polimerización, por medio de un durímetro, para especímenes con diferente espesor y tiempo de exposición. La dureza se comprobó por el lado opuesto al que recibió la irradiación. Se pudo concluir que todas las muestras curadas con las LED arrojaron resultados de dureza inferiores a los resultados obtenidos con las lámparas de halógeno convencional, y que el mínimo tiempo de exposición con un a LED es de 22 sg para obtener un adecuado curado en capas delgadas de resina.

Mills en 1999 concluyó por medio del uso de un durímetro que las lámparas de LED tienen mayor profundidad de curado que las QTH convencionales ya que las lámparas halógenas presentan una mayor intensidad pero una longitud de onda mucho más amplia, mientras las unidades de diodos tienen

una intensidad un poco mas baja pero una longitud de onda mas especifica para el rango de las canforoquinonas.

Charkey en el 2001 comparo dos tipos de lámparas (halógena y arco de plasma) con tres compuestos de resina fabricando un espécimen en forma de disco con una profundidad de 2 mm y 8 mm de diámetro. Con un tiempo de fotocurado con la lámpara halógena de 30 seg. para 10 especimenes con la mayor intensidad, otros 10 especimenes con una intensidad media a 1.5 seg. y con una intensidad completa media y 3.5 seg. A estos se les realizaron pruebas con un durimetro de Vickers en su superficie y en la parte mas profunda luego de ser almacenados por 7 días a una temperatura de 20 C⁰. Como resultado se pudo obtener que hubo un mejor curado por la lámpara halógena tanto en la superficie como en la parte más profunda que con la lámpara de arco de plasma.

Kleverlaan en 2004 evaluó el curado de dos lámparas halógenas de alta intensidad Astralis 10 y Optilux 501 con tres diferentes tipos de resina, para cada material se realizaron 5 muestras cilíndricas en un molde de PVC gris oscuro con 5 orificios de 8 mm de diámetro y 3 de profundidad, el molde se coloco sobre una película de vidrio y se relleno de resina cubriéndose con una tira de millar, los materiales se curaron por 10 seg. con cada lámpara después de esto se desgasto 0.1mm para remover la capa externa

puliéndose con lija y colocándose en agua a 37 °C por 24 horas. Se hicieron 5 indentaciones sobre la superficie superior e inferior para esto se utilizó un durímetro de Vickers con el fin de realizar el test de dureza y determinar la capacidad de curado de dichas lámparas, el cual dio como resultado que no hubo diferencia estadísticamente significativa para la capacidad de curado de las dos lámparas.

Otro estudio realizado por Jandt en el 2000 en el cual se buscaba probar la profundidad de curado de los composites dentales con una unidad basada en una luz emitida por diodos (LED) como con halógeno convencional (LCU), una resina de dos colores diferentes (A2 y A4) fue curada por 40 sg. La profundidad de curado de las resinas se midió para 10 muestras de 4mm de diámetro y 8mm de profundidad para cada color con un durímetro. El LCU de halógeno convencional curó las resinas significativamente más profundamente (6.40mm A2, 5.19mm A4) que el LCU LED (5.33 mm A2, 4.27 mm A4).

La dureza no es una propiedad completamente definida; puede tomarse como la cualidad que tienen los elementos para presentar mayor o menor resistencia al corte, a la abrasión, a la tracción, a la deformación, a la penetración o al rayado. Especialmente es la resistencia a la penetración en

lo que se basan la mayoría de los ensayos normalizados de dureza. (Normas ICONTEC, 2001).

Debido a que la prueba de dureza toma apenas unos pocos segundos, no daña el espécimen y no necesita personal muy especializado para efectuarla, es un procedimiento relativamente sencillo. Una ventaja de esta prueba es que los resultados obtenidos son muy significativos por estar íntimamente relacionados con la microestructura y por lo tanto con las propiedades mecánicas del material.

La dureza es un concepto muy amplio, lo cual hace evidente la necesidad de varios métodos o escalas para determinarla. Los resultados obtenidos en cada escala no son convertibles directamente a otras pero existen tablas que dan idea general de la equivalencia. La relación de la dureza con otras propiedades es bien conocida. Al aumentar la dureza en general se aumenta la fragilidad y se pierde tenacidad, del mismo modo al aumentar la dureza aumenta la resistencia a la tensión y disminuye el alargamiento, la resistencia al choque y la maquinabilidad (Normas ICONTEC, 2001).

La escala de dureza Vickers es especialmente usada en trabajos de investigación y la ventaja sobre las demás, consiste específicamente en que permite tomar durezas en materiales muy duros y muy blandos sin cambiar

de método. El indentador en el método Vickers es una pirámide de diamante de base cuadrada y un ángulo de 136° , y una carga que dependiendo de la dureza puede variar su peso (Craig, 1997).

Figura 1. Durímetro Vickers



El número de dureza Vickers (VHN) es hallado dividiendo la carga por el área de la huella dejada por el indentador. Tenemos la siguiente fórmula:

$$\text{VHN} = \text{Carga/superficie} = 1.854 P/d^2$$

Donde: P = Carga en Kgr.

d = Diagonal de la huella en mm.

(Norma ICONTEC 4, 2001).

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo general

Evaluar el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas dependiendo del color, tiempo y fuente de polimerización.

1.5.2 Objetivos específicos

1.5.2.1 Evaluar el grado de polimerización de las resinas compuestas de acuerdo al color de la resina.

1.5.2.2 Evaluar el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas de acuerdo al tiempo de polimerización.

1.5.2. Evaluar el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas de acuerdo a la fuente de polimerización.

1.6 HIPÓTESIS

1.6.1 Hipótesis nula

No hay diferencia en el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas cuando se utilizan diferentes colores, tiempos y fuentes de polimerización.

1.6.2 Hipótesis alternativa

Si hay diferencia en el grado de polimerización de las resinas compuestas híbridas cuando se utilizan diferentes colores, tiempos y fuentes de polimerización.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental, in Vitro.

2.2 POBLACIÓN EXPERIMENTAL

40 Especímenes de resinas:

2.3 MUESTREO

Por aleatorización

2.4 MUESTRA

8 grupos de 5 especímenes cada uno (tabla 1), los cuales fueron polimerizados con dos lámparas (halógena y una LED) a dos tiempos diferentes 20seg. y 40 seg.

Grupo 1	LED + Color Universal + 20 seg.
Grupo 2	LED + Color Universal + 40 seg.
Grupo 3	LED + Claro blanqueamiento + 20 seg.
Grupo 4	LED + Claro blanqueamiento + 40 seg.
Grupo 5	Halógena + Color Universal + 40 se.
Grupo 6	Halógena + Color Universal + 20 seg.
Grupo 7	Halógena + Claro blanqueamiento + 20 seg.
Grupo 8	Halógena + Claro blanqueamiento + 40 seg.

Tabla 1: Distribución y conformación de los grupos.

2.5 VARIABLES DE ESTUDIO

Variables dependientes

- Grado de polimerización: cantidad de monómeros que pasan a polímeros formando enlaces covalentes (el cual es determinado por el test de dureza). Dureza: cualidad que tienen los elementos para presentar mayor o menor resistencia al corte, a la abrasión, a la tracción, a la deformación, a la penetración o al rayado.

Variables independientes:

- Color: impresión que los rayos reflejados por un cuerpo producen en la retina del ojo.
- Tiempo: Periodo empleado para la polimerización de las resinas compuestas híbridas.
- Fuentes de polimerización: Son dispositivos eléctricos que generan y transmiten la energía lumínica, responsable de activar los fotoiniciadores (canforoquinonas), que dan inicio al proceso de polimerización, esta energía tiene una intensidad que se mide en mW/cm^2 y una longitud de onda que se mide en nm.

Variables	Operacionalidad	Relacion de la variable	Escala de medicion	Categorizacion	Instrumental para medir variable
Grado de polimerización (Dureza)	Vickers	Dependiente	Continua	Cuantitativa	Durómetro de Vickers
Color de resina	Universal y Claro de blanqueamiento	Independiente	Nominal	Cualitativa	Observación directa
Tiempo	20 Seg. 40 Seg.	Independiente	Nominal	Cualitativa	Reloj
Fuente de polimerización	Halógena LED	Independiente	Nominal	Cualitativa	Fotómetro

2.6 PROCEDIMIENTO

Se realizaron tres fases:

1^{era} Fase de elaboración de los moldes: Se confeccionaron moldes de acrílico negro cuadrados de 25 mm. X 25 mm. con un espesor de 2 mm. con orificios en el centro de 10 mm X 10 mm (Fig. 2).

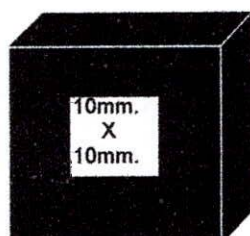


Figura 2.

2^{da} Fase Prueba piloto: Se realizó con el propósito de ensayar el diseño del molde de acrílico para la elaboración de los especímenes, calibración de las lámparas y durímetro; para realizar las pruebas de dureza previas a las definitivas, evaluando así la factibilidad de llevar a cabo la investigación. Inicialmente se realizó una prueba piloto para evaluar el grado de polimerización por medio de espectrofotometría infrarroja de transformación Fourier, pero los especímenes requeridos para este procedimiento debían tener un espesor máximo de 40 a 70 micras, lo cual no puede ser extrapolado a la clínica.

Inicialmente se colocó el molde acrílico encima de un portaobjetos. Luego se empacó la resina en el molde con un instrumento FP3, para impedir la formación de burbujas de aire, se inició desde el centro del molde y cuidadosamente se presionó hacia los lados; se incorporó evitando que la resina se plegara sobre si misma, se mantuvo siempre una ligera presión desde el instrumento hacia los lados del molde para impedir que la resina se alejara de las paredes y para evitar la formación de burbujas (Fig. 3).



Figura 3.

Después se retiraron los excesos usando un bisturí, se puso este instrumento en el centro llevándolo hacia el borde del molde. Se colocó una lámina de acetato sobre el molde y se hizo presión con una loseta de vidrio, hasta que la resina presentó una superficie lisa y uniforme. Se llevó el espécimen a un dispositivo que se diseñó para la correcta ubicación de la lámpara con respecto a la superficie de la resina (1 cm).

Se polimerizó el espécimen de resina con la fuente de luz (Fig. 4).



Figura 4.

Las lámparas de fotopolimerización utilizadas fueron: halógena **Spectrum 800** (Dentsply®) con una intensidad de 500 mW/cm^2 y una longitud de onda de 470 nm , una LED **Bluephase** (Ivoclar Vivadent®) con una intensidad de 900 mW/cm^2 y una longitud de onda comprendida entre 430 a 490 nm . Ambas lámparas poseen un radiómetro con el que se pudo comprobar la intensidad de luz de cada una de ellas.

Se quitó el acetato y el portaobjeto. Luego se retiró el espécimen del molde y se les realizó una marca por el lado que recibió la irradiación para poder identificar el lado no irradiado. Los especímenes fueron guardados en recipientes plásticos negros por un periodo de 24 horas para darle tiempo al proceso de polimerización oscura.

Se llevaron las muestras al durímetro de Vickers (Fig. 5) y se les realizaron indentaciones en dos puntos diferentes, una en el centro (Fig. 6) y la otra a un lado de la primera, por el lado opuesto al que fue irradiado el espécimen por la luz de polimerización con una carga de 50 gramos, durante un tiempo de 15 segundos utilizando un indentador de microdureza Vickers LECON® M-400 A MICROHARDNESS TESTER (OBJ. LENS-55X), luego se chequearon las indentaciones.

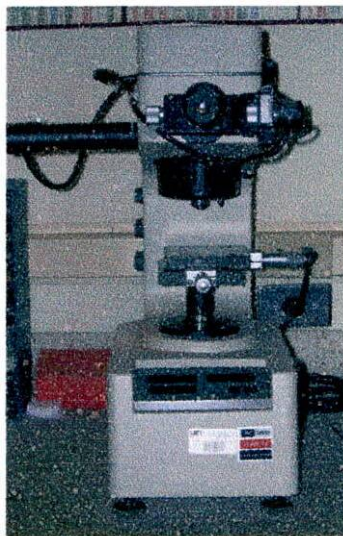


Figura 5.

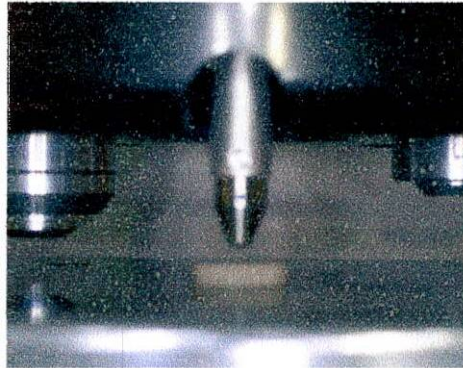


Figura 6.

Se observaron y examinaron las huellas de los especímenes en el analizador de imágenes. Para calcular la dureza Vickers se dividió la carga aplicada por el área de la indentación que resulta de medir y promediar las diagonales de ésta (Fig. 7).

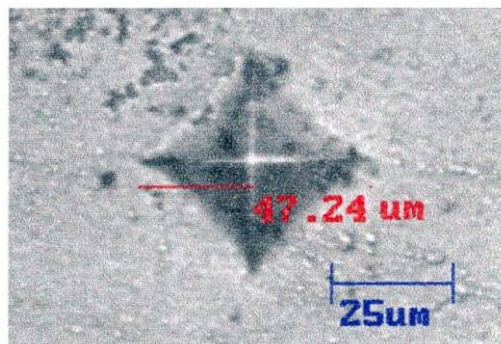


Figura 7.

3^a Fase experimental: esta fue similar a la prueba piloto con la diferencia que se utilizaron 40 especímenes de resina compuesta híbrida (color universal y claro de blanqueamiento Ivoclar Vivadent[®]) divididos en 8 grupos de 5

especímenes cada uno (tabla 1, Fig. 8), los cuales fueron polimerizados con dos lámparas (halógena y una LED) a dos tiempos diferentes 20seg. y 40 seg.

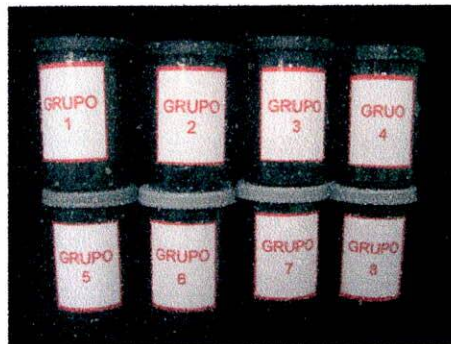


Figura 8.

2.7 INSTRUMENTOS PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS:

Se realizo una ficha técnica donde se registró el color de resina, tipo de lámpara, tiempo de polimerización y dureza vikers en ambas indentaciones para cada espécimen.

Resina		Lámpara		Tiempo		Dureza	
Claro de Blanqueamiento	Universal	LED	Halógena	20 sg.	40 sg.	Indentación 1	Indentación 2

Tabla 2: ficha de recolección de datos.

2.8 TABULACIÓN Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La tabulación se realizó en Excel revisión 2002 y se sistematizó en el paquete estadístico para ciencias sociales SPSS, versión 10.

La prueba que se realizó para analizar los resultados del estudio fue ANOVA a tres vías (color, tiempo, lámpara). A un nivel de significancia de $p = 0,05$.

3. RESULTADOS

Se encontró diferencias significativas entre los diferentes tipos de fuente de polimerización, color y tiempo ($p=0.000$) (Tabla 3).

Variable dependiente: Grado de polimerización

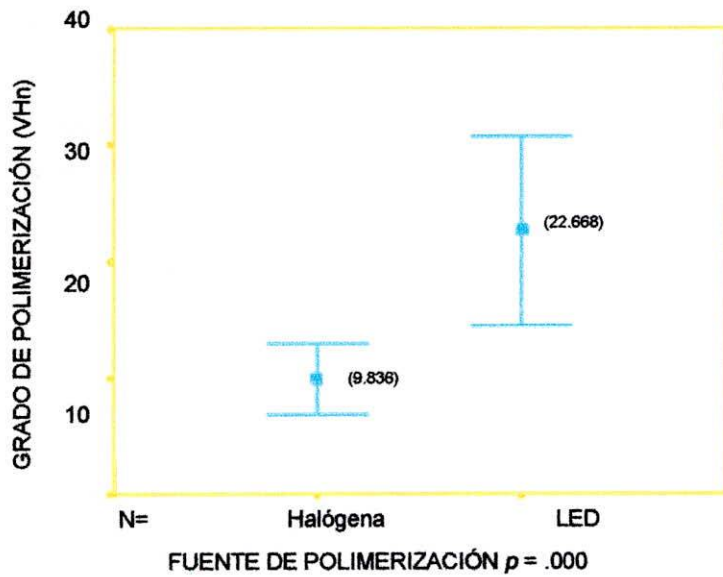
Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gf	Media cuadrática	F	Significación
Modelo	7667.467	8	2208.433	60.835	.000
Fuente P.	^a 1646.346	1	1646.346	45.352	.000
Color	3817.725	1	3817.725	105.166	.000
Tiempo	426.932	1	426.932	11.761	.002
Fuente P *Color	581.559	1	581.559	16.020	.000
Fuente P* Tiempo	485.948	1	485.948	13.386	.001
Color*Tiempo	5.027	1	5.027	.138	.712
FuenteP*Color*Tiempo	138.831	1	138.831	3.824	.059
Error	1161.680	32	36.302		
^o Total	18829.128	40			

^a R Cuadrado = .938 (R cuadrado corregida .923)

Tabla 3: Análisis de varianza para el grado de polimerización según fuente de polimerización, color y tiempo.

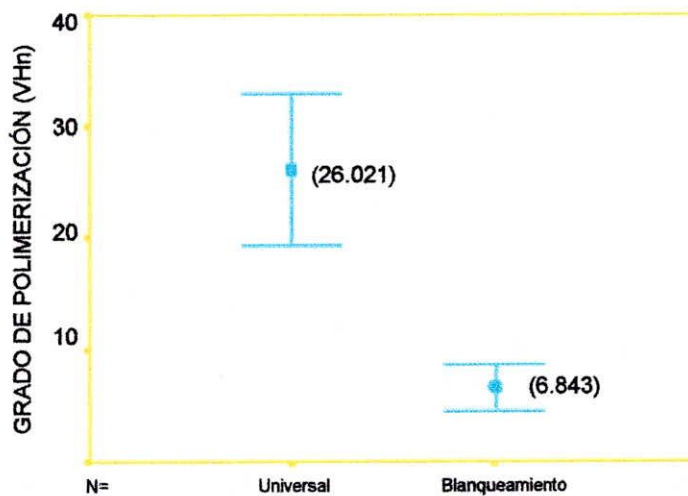
La media \pm el error estándar del grado de polimerización con la lámpara halógena fue de $9.836 \pm 1,815$ significativamente menor que con la lámpara LED la cual fue de $22.668 \pm 1,815$ (Grafica 1).

Grafica 1: Estimación de la media del grado de polimerización según la lámpara.



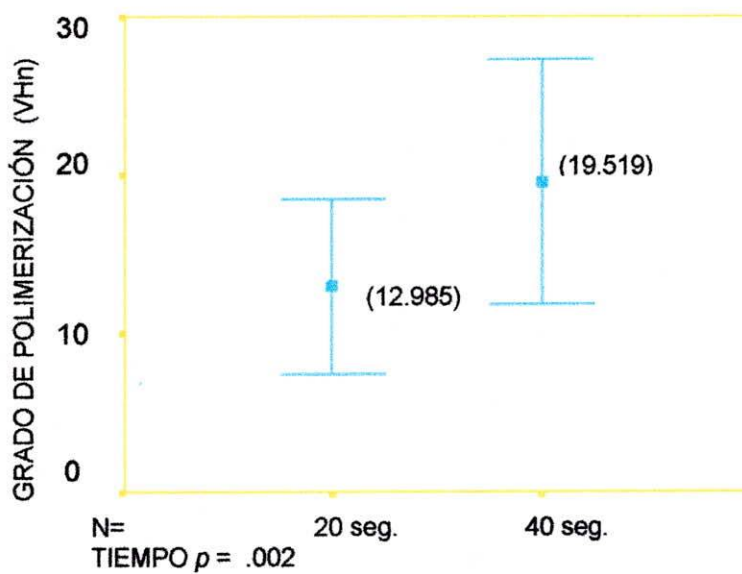
La media \pm el error estándar del grado de polimerización realizado con el Color universal fue de $26.021 \pm 1,815$ significativamente mayor que con el Color claro de blanqueamiento el cual fue de $6.843 \pm 1,815$ (Grafica 2).

Grafica 2: Estimación de la media del grado de polimerización según el color.



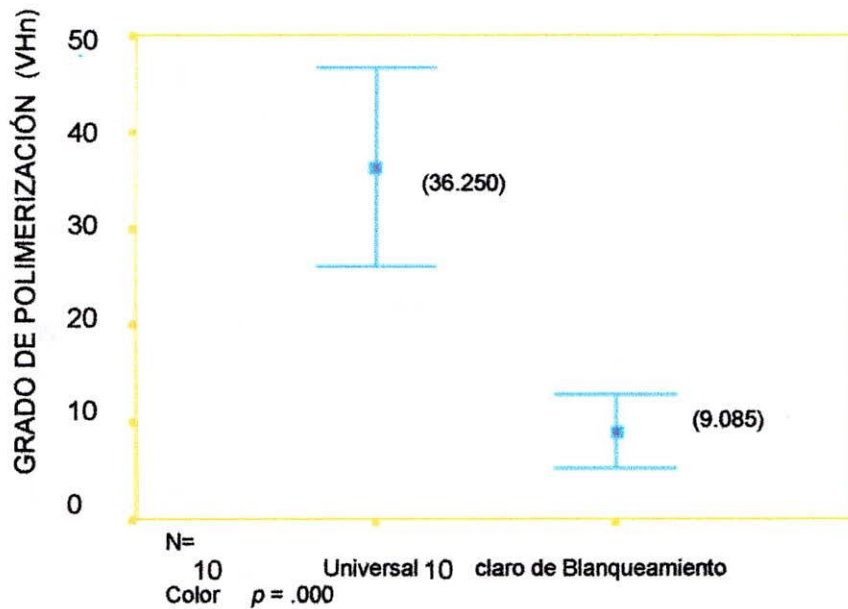
La media \pm el error estándar del grado de polimerización realizado a los 20 segundos fue de $12.985 \pm 1,815$ significativamente menor que a los 40 segundos el cual fue de $19.519 \pm 1,815$, (Grafica 3).

Grafica 3: Estimación de la media del grado de polimerización según el tiempo.



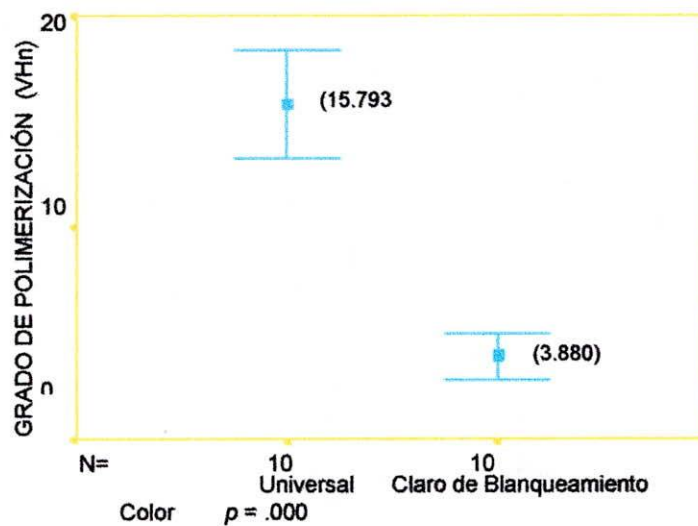
Para la lámpara LED se encontraron diferencias en el grado de polimerización para los dos colores, donde el color universal con un promedio de 36.250 ± 4.514 y el color claro de blanqueamiento con un promedio de $9,085 \pm 1.673$ (Grafica 4).

Grafica 4: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (LED) y el color.



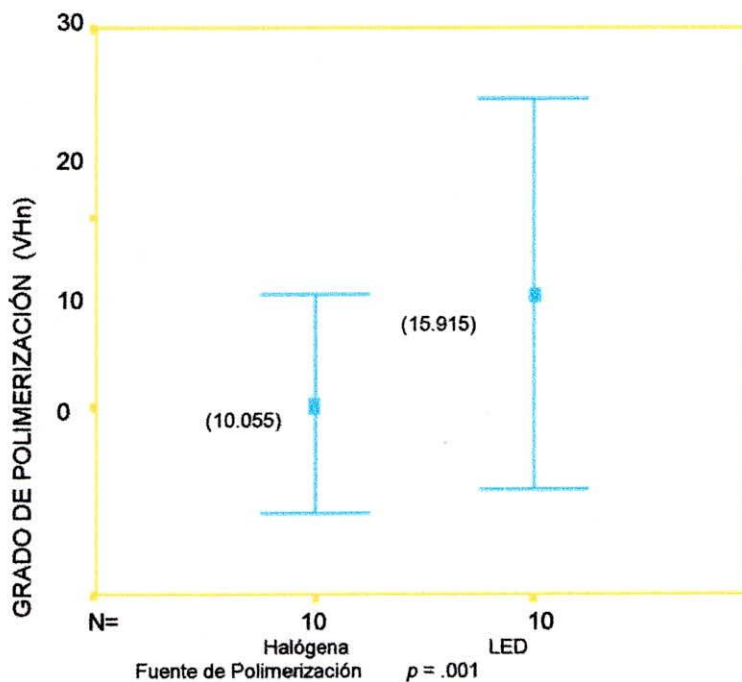
Para la lámpara halógena se encontraron diferencias en el grado de polimerización en los dos colores, donde el universal con un promedio de 15.793 ± 1.114 y color claro de blanqueamiento con un promedio de 3.880 ± 0.479 (Grafica 5).

Grafica 5: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena) y el color.



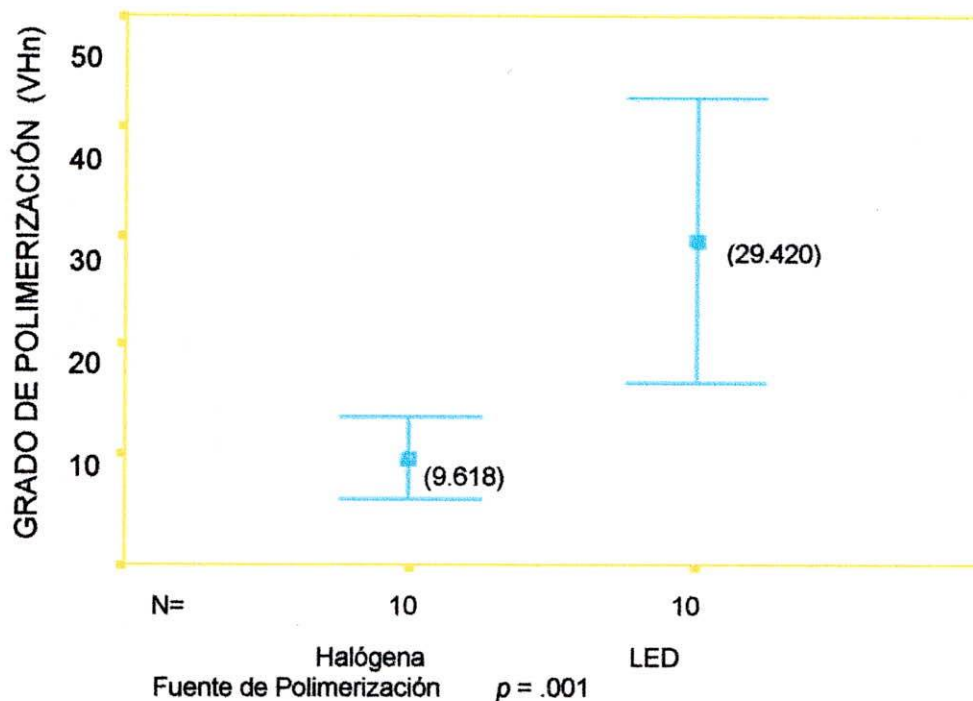
Para los 20 seg. se encontraron diferencias en el grado de polimerización para las dos fuentes de polimerización, donde la lámpara LED presento un promedio de 15.915 ± 4.568 y halógena con un promedio de 10.055 ± 2.570 (Grafica 6).

Grafica 6: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena y LED) y el tiempo (20 seg.).



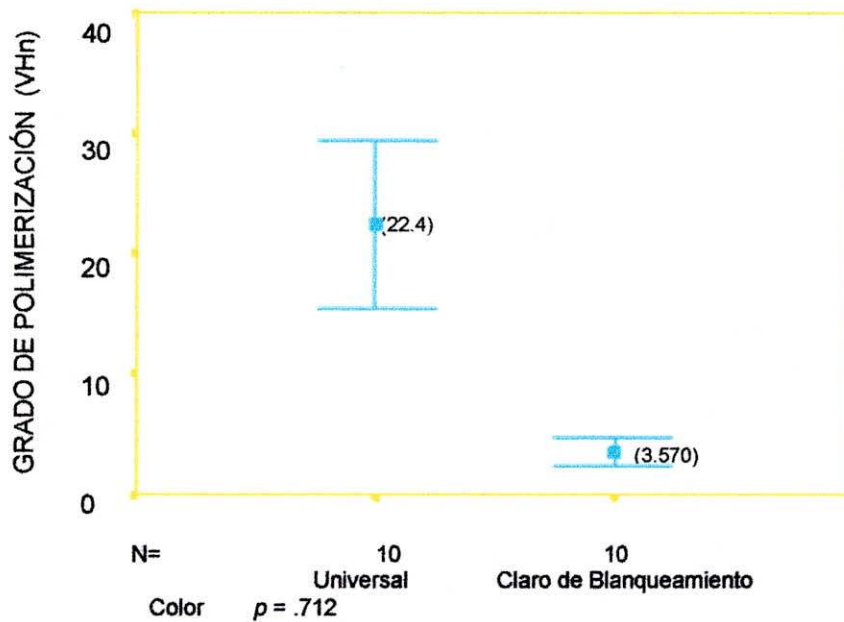
Para los 40 seg. se encontraron diferencias en el grado de polimerización para las dos fuentes de polimerización, donde la lámpara LED presento un promedio de 29.420 ± 5.760 y halógena con un promedio de 9.618 ± 1.655 (Grafica 7).

Grafica 7: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena y LED) y el tiempo (40 seg.).



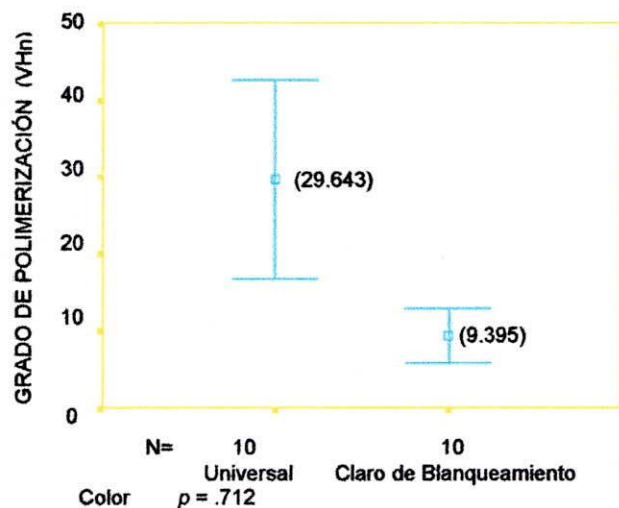
Para los 20 seg. se encontraron diferencias en el grado de polimerización para los dos colores, donde el color universal con un promedio de 22.4 ± 3.063 y claro de blanqueamiento con un promedio de 3.570 ± 0.550 (Grafica 8).

Grafica 8: Estimación de la media del grado de polimerización según el tiempo (20 seg.) y el color (universal y claro de blanqueamiento).



A los 40 seg. no se encontraron diferencias en el grado de polimerización para los dos colores, donde el color universal con un promedio de 29.643 ± 5.707 y claro de blanqueamiento con un promedio de 9.395 ± 1.532 (Grafica 9).

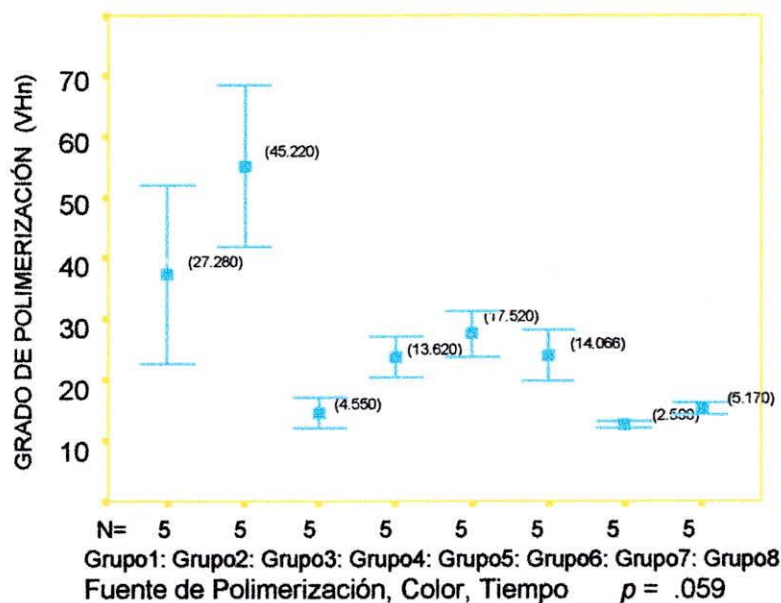
Grafica 9: Estimación de la media del grado de polimerización según el tiempo (40 seg.) y el color (universal y claro de blanqueamiento).



No se encontró diferencias significativas entre las fuentes de polimerización, colores y tiempos al analizar los 8 grupos en conjunto (Tabla 2).

La media \pm el error estándar del grado de dureza del grupo 1 fue de 27.280 ± 5.338 , para el grupo 2 fue de 45.220 ± 4.793 , el grupo 3 de 4.550 ± 0.913 , grupo 4 de 13.620 ± 1.216 , grupo 5 de 17.520 ± 1.344 , grupo 6 14.066 ± 1.513 , grupo 7 con una media de 2.590 ± 0.220 y el grupo 8 de 5.170 ± 0.390 (Grafica 10).

Grafica 10: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena y LED), color (universal y claro de blanqueamiento) y tiempo (20 seg. y 40 seg.).



4. DISCUSIÓN

Este estudio evaluó el grado de polimerización por medio de la elaboración de especímenes con resina compuestas híbridas dependiendo del color, tiempo y fuente de polimerización, por medio de la utilización del test de dureza con un durímetro de Vickers utilizado por Kurachi en 2000(17), Mills en 1999(13), Sharkey en 2001(14), Jandt en 2000(18), Kleverlaan en 2004(15).

Kurachi en 2000 al comparar 5 lámparas de diodos con una halógena por medio del test de dureza para especímenes con diferente espesor y tiempo de fotopolimerización, concluyo que los especímenes irradiados con lámparas LED mostraron una dureza inferior que aquellos que fueron polimerizados con una halógena convencional, y que el mínimo tiempo de polimerización con una LED es de 22 seg. con espesores delgados de resina y así obtener un adecuado grado de polimerización(17). A diferencia de la presente investigación donde se encontró que la LED demostró tener un mayor grado de polimerización que la halógena teniendo un solo espesor con 2 tiempos. Pero hay que tener en cuenta la recomendación dada por Kurachi. (17) del tiempo mínimo de las LED ya que se pudo ver en este estudio que con el espesor trabajado de 2 mm. con un tiempo de 20 seg. arrojó

resultados de dureza muy bajos para obtener adecuados resultados clínicos. Es por esto que los especímenes a los cuales se les aplicó una polimerización con un mayor tiempo de exposición (40 seg.) obtuvieron un grado de polimerización significativamente mayor que aquellos a los que se les aplicó un periodo de fotopolimerización menor (20 seg.).

En la presente investigación se observó que con el color de resina claro de blanqueamiento se produjo un menor grado de polimerización que con el color universal, y que las LED dieron una mayor dureza que las halógenas, contrario a lo observado por Jandt en 2000 quien evaluó la profundidad de polimerización de los composites dentales de diferente color (A2 y A4) por medio de una luz emitida por diodos y una halógena, esta última polimerizó mas que la LED, mientras que el color más claro (A2) dió mayor dureza que el oscuro (A4)(18).

Diferente al estudio realizado por Jandt en 2000 donde se observo que el color mas claro tenia mayor grado de polimerización, en el presente estudio el menor grado de polimerización en la resina de color claro de blanqueamiento, pudo ser ocasionado por el tipo de foto iniciador presente en ella (lucerin), ya que este presenta un rango de activación de 430 nm menor que el de la camforoquinona (470 nm) presente en las resina de color

mas oscuro (A3.5), esto se debe a que las lámparas utilizadas por Jandt concentran la longitud de onda en el rango de la camforoquinona.

La lámpara LED utilizada en este estudio comparado con la halógena mostró un grado de polimerización mayor debido a que su longitud de onda va desde 430 nm hasta los 490 nm, abarcando el espectro tanto del lucerin como de la camforoquinona.

5. CONCLUSIONES

El grado de polimerización fue significativamente mayor para el color universal que para el color claro de blanqueamiento.

El grado de polimerización fue significativamente mayor para el tiempo exposición de 40 seg. que para el tiempo de exposición de 20 seg.

El grado de polimerización fue significativamente mayor para la lámpara LED que para la lámpara de luz halógena.

Para ambas lámpara LED se encontraron diferencias en el grado de polimerización para los dos colores, donde el color universal tuvo mayor grado de polimerización que el color claro de blanqueamiento.

Tanto a los 20 seg. como al los 40 seg. se encontraron diferencias en el grado de polimerización en las dos fuentes de polimerización, donde la LED presento un promedio mayor que la halógena.

Para los 20 seg. se encontraron diferencias en el grado de polimerización para los dos colores, donde el color universal fue mayor que el claro de

blanqueamiento. Para los 40 seg. no se encontraron diferencias en el grado de polimerización para los dos colores.

No se encontró diferencias significativas entre la fuente de polimerización, colores y tiempos.

6. RECOMENDACIONES

Los investigadores recomiendan hacer un estudio similar en el cual se utilicen diferentes espesores y diferentes marcas comerciales de resinas.

REFERENCIA

- 1- Rueggeberg FA, from vulcanite of vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; 87(4); 364-79.
- 2- Alvers HF. Resin bonding to dentin: past history and development in tooth-colored restorative. 8th ed Santa Rosa: Alto books 1996. P. 752-1.
- 3- Peutzfeldh. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur. J. Oral Sci.* 1997; 405: 97- 116.
- 4- Buonocure MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent. Res.* 1955; 34: 849-53.
- 5- Buonocure MG. Retrospection on bonding dent. *Clin. North Am.* 1981; 25: 241-55.
- 6- Cox CE. Suzuki S. Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners Vs. cohesive hybridization. *J Am. Dent. Assoc.* 1994; 125: 823-31.
- 7- Kugel G. Ferrari M. The science of bonding from first to 6th generation. *J. Am. Dent. Assoc.* 2000.; 131: (Suppl): 520-5.
- 8- Nakabayashi N. Pashley DH. Hybrid layer formation: in : hybridization of hard dental tissues. Tokyo: Quintessence; 1998: 8-9.
- 9- Fortin D., Vargar MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 2000; 131 (Suppl) 526-30.

- 10- Paffenbarger GC, Rupp NW. Composite restorative materials in dental practiced review. *Int Dent Journals*. 1974; 24:" 01-17.
- 11- Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. St. Louis: Mosby; 1997. Pag 244-80.
- 12- Lu RT. Photopolymeritation of unsaturated polyester resin. Canadian patent J. 004, 200. 1977.
- 13- Dart EC., Nemeck J. Photopolymerizable composition. US. Patent 4, 071, 424. 1978.
- 14- Rueggeberg E. Contemporary issues in photo-curing. *Compend Contin Educ Dent*, Vol 20, No 25, Pag. 4-15-1999.
- 15- Soderholm KJ, Schmidseder J. composites: materials. En: Schmidseder J. Atlas de odontología estética. 1999. Editorial MASSON, S.A. Barcelona, España.
- 16- Kaliyana V. Effect of initiator concentration, exposure time and particular size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabilitation*. Vol , No , Pag. 747-751. 1998.
- 17- Unterbrink GL., Muessner R. Influence of light intensity on restorative system. *Journal of Dentistry*. Vol 23: No 3. Pag. 183-189. 1995.
- 18- Quance SC., Shortall AC., Harrington E., Lumley P. J. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary

- photo-activated composites. *Journal of Dentistry*. Vol 29, Pag. 553-560. 2001.
- 19- Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Kato S, Ebi N, Ebusi S. Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. *Dental Materials* 1999; 15: 238-242.
- 20- Rueggeberg FA, Ergle JW., Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using micro hardness. *J Esthet Dent*. 2000; 12: 340-9.
- 21- Villaroel M; Castañeda JC, Mondelli J. Comparacao das forcas de polimerizacao de uma resina composta utilizando aparelho halógeno e a base de LEDs. 20 *Reviu da sociedade brasileira de pegusa odontologico-SBPQO Abstract 2253, agosto-2003.*
- 22- Perfil técnico: Elipar Freelight; 3M ESPE. 2002.
- 23- Albers HE. Resin polymerization. *ADEPT Report*. 2000; 6: 01-16.
- 24- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials* 2000; 16:292-296.
- 25- Lale G. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dental Material*. 2003; 19: 458-65.

- 26- Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato Vs. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED- based devices. 2000; 17: 309-315.
- 27- Mills RW, Jandt KD, AshWorth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. British Dental Journal. 1999; 186: 388-391.
- 28- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dental Materials 2000; 16:41-47.
- 29- Sharkey S., Ray N., Burke F., BdentSc., Ziada H., Hannigan A. Surfece Hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: An in vitro study. 2001; 32: 401-05.
- 30- Kleverlaan CJ and cols. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. 2004; 112: 84-88.
- 31- Normas ICONTEC: 3, 4 y 19. 2000.

ANEXOS

FIGURAS:

Figura 1. Durimetro Vickers.

Figura 2: Diseño del molde.

Figura 4: Empaque de resinas en el molde.

Figura 5: Polimerización de los especímenes.

Figura 6: Durimetro Vickers.

Figura 7: Punta de indentación del durimetro.

Figura 8: Especímenes en el analizador de imágenes

Figura 9: Grupos de especímenes.

TABLAS:

Tabla 1: Distribución y conformación de los grupos.

Tabla 2: ficha de recolección de datos.

Tabla 3: Análisis de varianza para el grado de polimerización según fuente de polimerización, color y tiempo.

GRAFICAS:

Grafica 1: Estimación de la media del grado de polimerización según la lámpara.

Grafica 2: Estimación de la media del grado de polimerización según el color.

Grafica 3: Estimación de la media del grado de polimerización según el tiempo.

Grafica 4: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (LED) y el color.

Grafica 5: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena) y el color.

Grafica 6: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena y LED) y el tiempo (20 seg.).

Grafica 7: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena y LED) y el tiempo (40 seg.).

Grafica 8: Estimación de la media del grado de polimerización según el tiempo (20 seg.) y el color (universal y claro de blanqueamiento).

Grafica 9: Estimación de la media del grado de polimerización según el tiempo (40 seg.) y el color (universal y claro de blanqueamiento).

Grafica 10: Estimación de la media del grado de polimerización según fuente de polimerización (halógena y LED), color (universal y claro de blanqueamiento) y tiempo (20 seg. y 40 seg.).