



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**PROFUNDIDAD DE CURADO, MICRODUREZA,
SORCIÓN ACUOSA Y SOLUBILIDAD EN RESINAS DE
NANORRELLENO COMPARANDO DOS FUENTES DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

YOLANDA TORRES LÓPEZ

DIRECTORA:

MTRA. JUANA PAULINA RAMÍREZ ORTEGA

ASESORAS:

MTRA. REBECA TREJO LUNA

DRA. MARGARITA VICTORIA GARCÍA GARDUÑO





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*Dedico este trabajo a todas aquellas personas
que siempre creyeron en mí,
principalmente a mi madre y a Toño
que con su amor fortalecieron en mí la voluntad
de concluir todo lo que hasta ahora he iniciado.
Y a Dios que nunca me soltó de su mano.*

AGRADECIMIENTOS

*A mi madre,
que gracias a su gran apoyo y guía pude alcanzar mis sueños, enseñándome que la
constancia y el esfuerzo son la clave del éxito. Eres mi inspiración.*

*A Juan Antonio Lugo Dimas,
por brindarme su ayuda incondicional durante toda la carrera y principalmente para
este trabajo. Por estar siempre conmigo festejando mis triunfos y sufriendo mis penas,
pero sobre todo por enseñarme que todo es posible cuando se quiere de verdad.
Eres el amor de mi vida.*

*A la C.D.M.O. Juana Paulina Ramírez Ortega,
que gracias a su invaluable apoyo para la realización de este proyecto pude alcanzar
una de las metas más importantes en mi vida.*

*Al Laboratorio de Materiales Dentales de la DEP e I de la Facultad de
Odontología, UNAM
donde se llevó a cabo este trabajo.*

*Al Instituto de Física de la UNAM,
por darme la oportunidad de realizar parte de este proyecto de investigación
permitiéndome el uso de sus instalaciones y equipo.*

*A la M. en C. Rebeca Trejo Luna.
por dedicar su valioso tiempo a la asesoría de este trabajo, aportando importantes
conocimientos en física y estadística.*

“Trabajar es infundir en todas las cosas que haces el aliento de tu propio espíritu”.

Khalil Gibran (1833-1931). Ensayista, novelista y poeta libanés.

ÍNDICE

Introducción

Antecedentes

-Clasificación de las resinas compuestas

-Sistemas de activación

-Óptica aplicada a los sistemas de resina fotopolimerizables

-Características de los composites para restauraciones directas fotoactivadas

Planteamiento del problema

Justificación

Objetivo general

Objetivos específicos

Hipótesis

Universo de trabajo y selección de la muestra

Materiales y método

Resultados

Discusión

Conclusiones

Referencias

INTRODUCCIÓN

La nanotecnología es un campo de las ciencias aplicadas, dedicado al control y manipulación de la materia a una escala menor que un micrómetro, es decir, a nivel de átomos y moléculas. Lo más habitual es que tal manipulación se produzca en un rango de entre uno y cien nanómetros. La primera vez que se introdujo dicho término fue el 29 de diciembre de 1959 por el premio Nobel de física Richard Feynman en su discurso *There's Plenty Room at the Bottom (Al fondo hay espacio de sobra)*. Un nanómetro es la mil millonésima parte de un metro. Para comprender el potencial de esta tecnología es clave saber que las propiedades físicas y químicas de la materia cambian a escala nanométrica, lo cual se debe a efectos cuánticos (conductividad eléctrica, calor, resistencia, elasticidad, reactividad, entre otras propiedades).

Desde la aparición de los composites dentales se han realizado múltiples esfuerzos para incrementar su desempeño clínico y uno de los avances más importantes en los últimos años en este campo de la Odontología es la aplicación de la nanotecnología, enfocada específicamente en el desarrollo de nuevas partículas de relleno que cuentan con una gran capacidad para mimetizarse con la estructura dentaria adyacente (propiedades estéticas), así como un incremento en sus propiedades mecánicas e incluso en este año se esperan grandes avances, ya que se seguirá disminuyendo el tamaño de partícula y contarán con la propiedad de ser anticariogénicos. Sin embargo, para optimizar sus propiedades es necesaria una polimerización de calidad, por lo que una fuente con adecuada intensidad y longitud de onda son esenciales. Para cumplir con este fin, se han desarrollado varios sistemas de fotocurado, siendo la tecnología Halógena y LED las más comúnmente utilizadas por los resultados que estas ofrecen.

Por otro lado, se ha demostrado que al disminuir el tamaño de la partícula de relleno de los composites aumenta la dispersión de la luz, lo cual propicia una disminución en el grado de polimerización en las capas más profundas si no se cuenta con el equipo adecuado; es por eso que surge la necesidad de someter a pruebas físicas como: profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad a las resinas de nanorrelleno polimerizadas con ambas tecnologías con el fin de evaluar su desempeño.

RESUMEN

Objetivo. Evaluar el desempeño de cuatro diferentes marcas de resinas de nanorrelleno (Filtek Z350, Esthet-X, Premise y Tetric Evo Ceram) procesadas con dos diferentes fuentes de fotopolimerización al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad utilizando una resina de relleno microhíbrido (Filtek Z250) como testigo.

Método. Para el presente estudio se realizaron un total de 120 muestras divididas en cuatro grupos, donde la mitad fue polimerizada con unidad LED y la mitad restante con lámpara halógena. En el caso de las pruebas de profundidad de curado, sorción acuosa y solubilidad fueron elaboradas de acuerdo a la norma N° 27 de la ADA para materiales de relleno a base de resina, finalmente la prueba de microdureza se realizó conforme a los lineamientos de la norma E384 de la ASTM.

Resultados. Las resinas de nanorrelleno polimerizadas con lámpara halógena de manera general mostraron resultados superiores en todas las pruebas, mientras que la resina microhíbrida obtuvo mejores resultados con unidad LED específicamente en las pruebas de profundidad de curado y microdureza. Por otro lado, las resinas de nanorrelleno únicamente fueron superiores en la prueba de sorción acuosa, ya que la resina de relleno microhíbrido (Filtek Z250) mostró los mejores resultados en el resto de las pruebas.

Con respecto a las resinas de nanorrelleno en la prueba de sorción acuosa la marca comercial con los mejores resultados fue Esthet-X; en solubilidad y profundidad de curado la marca Premise presentó el mejor comportamiento. Finalmente en microdureza Filtek Z350 se mostró considerablemente superior.

Significancia. En la actualidad, las casas comerciales de productos odontológicos han prometido incrementar las propiedades físicas de los composites dentales al disminuir el tamaño de las partículas de relleno, sin tomar en cuenta que al hacerlo también cambiarán las propiedades ópticas del material y por tanto se verá afectada la calidad de polimerización.

ANTECEDENTES

Actualmente las resinas compuestas están conformadas básicamente por:

Matriz orgánica, constituida por monómeros de diacrilatos alifáticos o aromáticos, siendo el UDMA (dimetacrilato de uretano) y el bis-GMA (bisfenil glicidil metacrilato) los más frecuentemente utilizados, ésta última desarrollada por Bowen a finales de 1950. Pero debido a su alto grado de viscosidad a temperatura ambiente, se le adicionaron monómeros diluyentes como el TEGMA (dimetacrilato trietilenglicol); dando como resultado un material con mejores características de manipulación¹⁻⁴.

Partículas de relleno. Son partículas cuyo objetivo es ofrecer estabilidad dimensional a la inestable matriz de resina disminuyendo la contracción por polimerización¹⁻². Así como aumentar la resistencia a la tracción, compresión, abrasión, mayor módulo de elasticidad, menor sorción acuosa y un coeficiente de expansión térmica disminuido^{2,5}.

Las partículas de relleno normalmente utilizadas son partículas de cuarzo o vidrio obtenidas de diversos tamaños (0.1-100 μm), así como las diminutas partículas de sílice coloidal de 0.04 μm , o bien de circonio con un tamaño que va de 20 -75 nm. Estas partículas ocupan un 30 a 70% del volumen o 50 -85% del peso total del compuesto¹⁻⁶.

La radiopacidad de los materiales de relleno es producto del número de cristales y cerámica que contienen metales pesados como el bario (Ba), el estroncio (Sr) y el circonio (Zr); propiedad que resulta útil para un diagnóstico radiográfico¹.

Agentes de cobertura. Es el material responsable de la unión de la fase orgánica con la inorgánica, hecho sumamente importante para el funcionamiento clínico, ya que proporciona una estabilidad hidrofílica de alta calidad, reflejándose notablemente en las propiedades físicas y mecánicas del compuesto¹.

Los agentes iniciadores, son químicos que al ser activados dan comienzo al proceso de polimerización, como el peróxido de benzoílo para los materiales activados químicamente y la canforoquinona para los sistemas fotopolimerizables, ocupando el 0.2% del peso total del material^{1,3}.

El resultado inmediato de un agente iniciador activado es la formación de un radical libre, que es un sistema muy reactivo por presentar un electrón sin par. Cuando éste radical encuentra un monómero con conexiones dobles de carbonos, forma un par con otro de los electrones de la conexión doble, dejando los demás miembros del par libre igualmente reactivo, ávidos para continuar con la reacción. Los monómeros de dimetacrilato permiten que haya un enlace cruzado entre cadenas, lo cual es importante para la optimización de las propiedades mecánicas, biocompatibilidad y estabilidad de color ^{1-2, 7-8}.

Inhibidores. Para evitar la polimerización espontánea de los monómeros, se agregan inhibidores como el hidroxitolueno butilado que inhibe la propagación de cadena ¹.

Modificadores ópticos. Con el fin de mejorar la estética, los compuestos dentales deben contar con una coloración visual (*matizado*), que se logra por la adición de diferentes pigmentos que consisten en óxidos metálicos y con *translucidez*, para simular la dentina y el esmalte que se obtiene agregando dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades ^{1, 3}.

Clasificación de las resinas compuestas

Resinas de macrorrelleno o tradicionales

Así denominadas por el tamaño de las partículas, que varían de 8 a 12 μm , aunque también puede haber partículas mayores de aproximadamente 50 μm . Las partículas de relleno más utilizadas son cuarzo o cristal de estroncio o bario de forma esférica y de prisma; dando como resultado un material con una buena resistencia ante cargas, ideal para dientes posteriores⁹. Debido a que el terminado de la restauración puede producir rugosidades en la superficie, igual que con el cepillado y el desgaste por la masticación, éstas restauraciones tienden a decolorarse ¹⁻².

Resinas de microrrelleno

En un esfuerzo por resolver el problema de la rugosidad de la superficie, se desarrolló un material que tuviera partículas de sílice coloidal con un tamaño de aproximadamente 0.04 μm . Pero, ya que dicho material no se puede incorporar en grandes cantidades directo a la matriz de resina, se aumentó la carga desarrollando nuevas partículas de relleno de un compuesto prepolimerizado, dando como resultado un material con propiedades físicas y mecánicas inferiores a los composites tradicionales, tales como: mayor sorción acuosa, menor módulo de elasticidad y mayor coeficiente de expansión térmica.

Sin embargo, los compuestos de microrrelleno son frecuentemente utilizados hoy en día por proporcionar una superficie lisa adecuada para restauraciones estéticas en zonas que no estén sujetas a cargas excesivas (dientes anteriores) ¹⁻².

Resinas híbridas

Son composites constituidos por sílice coloidal y partículas de cristales que contienen metales pesados, es decir, poseen tanto micro como macropartículas. Dando como resultado un material con un mayor módulo de elasticidad, superficie lisa y alta resistencia a la abrasión, por lo tanto puede ser empleado tanto para dientes anteriores como posteriores ^{1-2, 9}; además de presentar una profundidad de curado mayor debido al alto coeficiente de transmisión de luz comparado con composites de microrrelleno de acuerdo a estudios realizados por Koupis ¹⁰.

Resinas microhíbridas

Consideradas como un material universal de mediana densidad, conformadas por grupos poliméricos reforzados por una carga inorgánica de diferente composición que puede ser del 72-82% en peso y 60-68% en volumen con tamaños de partícula promedio de 0.6-1 μm incorporando sílice coloidal con un tamaño de 0.04 μm aunque algunas de estas partículas son considerablemente más grandes dificultando su correcto acabado y pulido; tienen un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga, poca contracción por polimerización, además de contar con la capacidad de mimetizar con la estructura dentaria adyacente ¹¹.

Resinas de nanorrelleno

La nanotecnología es la producción y manipulación de materiales y estructuras en un rango que va de 1-100 nm principalmente, fabricados mediante varios métodos físicos o químicos, a la cual se ha recurrido en estos últimos años para la fabricación de materiales dentales con el fin de desarrollar nuevas partículas de relleno, tal es el caso de los composites, los cuales siguen siendo materiales de uso universal que cuentan con partículas de circonio, sílice coloidal, fluoruro de iterbio y bario, dando como resultado un aumento en el contenido de la fase inorgánica lo que facilita su manipulación, retención del pulido, reducción de la contracción por polimerización e incremento de las propiedades mecánicas tales como: resistencia a la tensión, compresión y fractura^{5, 12}. Por otro lado, el pequeño tamaño de las partículas de relleno ha incrementado las propiedades ópticas debido a que el diámetro de las partículas es sólo una fracción de la longitud de onda de la luz visible, resultando en la incapacidad del ojo humano para detectar las partículas¹¹.

El futuro de la nanotecnología en odontología está enfocado al desarrollo de las partículas de relleno con características como las mostradas en estudios recientemente publicados que han revelado el surgimiento de una fase inorgánica mejorada con un tamaño de 41 nm, constituida con fluoruro de calcio, el cual actúa como un agente efectivo anticaries al incrementar la concentración de fluoruro lábil propiciando la remineralización dental¹³. Otro avance es la sintetización de nanopartículas de fosfato dicalcico anhídrido que por primera vez se ha incrementado a una resina dental, con un diámetro de 112 nm, cuyo objetivo es desarrollar un composite con mejores propiedades mecánicas que contengan iones de calcio y fosfato que se liberen para combatir la caries¹⁴.

Sistemas de activación

La tasa de conversión polimérica, es decir la cantidad de monómero convertido en copolímero es un proceso muy importante ya que repercute directamente sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas². Los sistemas de activación para las resinas de obturación directa responsables de la conversión polimérica están dados por: activación química (autopolimerizables) y física (termopolimerizables y fotopolimerizables)¹⁻³.

Los primeros materiales fotoactivados fueron introducidos por Michael Bounocore en 1970^{15,16}, los cuales empleaban luz ultravioleta, dichos materiales eran realmente eficaces al curar al monómero, teniendo un alto grado de conversión de la superficie, evitando la formación de la capa híbrida de pasivación. Pero debido a que provocaban problemas para la salud fueron reemplazados por materiales fotoactivados por luz visible¹⁵, dicha luz proviene una lámpara que emite longitudes de onda que oscilan entre 450 y 490 nm, ya que es el rango más adecuado para activar a la canforoquinona, siendo 470 nm la mejor longitud de onda para producir un estado de excitación e interacción de una amina alifática que actúa como acelerador para formar radicales libres^{1, 3, 15, 17}.

El éxito de una restauración depende ampliamente del grado de conversión, el cual está dado por la fuente de polimerización, el tiempo de exposición, intensidad, longitud de onda y distancia de luz emitida, entre otros factores^{3, 18-20}.

En la actualidad existen diferentes tecnologías para el fotoactivado de las resinas compuestas:

- Lámparas halógenas
- Lámparas de arco de plasma
- Láser
- LED (luz emitida por diodos)

Lámparas halógenas

Estas corresponden al sistema más usado para la polimerización de materiales dentales¹. La cual esta constituida por filtros y reflectores que adecuan la longitud de onda²¹. Su luz es producida por el flujo de una corriente eléctrica, la cual viaja a través de un filamento de tungsteno extremadamente delgado. Este filamento funciona como una resistencia y esta sumamente caliente debido a la corriente que transita y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible²². Dichas lámparas se pueden clasificar en dos tipos de acuerdo a la potencia de luz emitida: las convencionales o de baja densidad de potencia de 300-700 mW/cm² y las de alta densidad de potencia de 700-1700 mW/cm², estas últimas con la particularidad de lograr una adecuada polimerización en un tiempo menor. Es importante mencionar que únicamente el 10% de la energía consumida se transforma en luz visible y el 70% en calor, por lo que es necesaria una óptima ventilación para reducir el riesgo de daño pulpar^{1, 19, 23}.

Lámparas de arco de plasma

A diferencia de lo que pasa con las lámparas halógenas, la luz de las lámparas de plasma no es producida por un filamento de tungsteno. En este caso, es producido por dos electrodos que están uno muy cerca del otro y cuando un alto voltaje es aplicado, la "luz de arco" aparece entre los 2 electrodos.

Los fabricantes de esta tecnología, sostienen que los tiempos de exposición disminuyen significativamente, manteniendo sus cualidades mecánicas a diferencia de las lámparas convencionales. Sin embargo, los trabajos de investigación han demostrado lo contrario²⁴.

Lámpara láser

Esta tecnología desarrolla una longitud de onda de 488 nm con una excelente capacidad de penetración, pero tiene la desventaja de producir una alta contracción por polimerización en la resina. Además de ser una tecnología de muy alto costo para ser utilizada en éste género de restauraciones²⁴.

LED (Luz emitida por diodos)

La luz emitida por diodos, no produce una luz visible por el calentamiento de filamentos metálicos, pero presenta efectos cuántico-mecánicos. Básicamente esta tecnología corresponde a una combinación de dos diferentes semiconductores n-doped y p-doped. Por sus siglas en inglés n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva. Los n-doped semiconductores tienen un exceso de electrones y los p-doped semiconductores tienen una necesidad de electrones. Y cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es aplicado, los electrones del material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados²⁴. Como resultado de la característica del diodo se genera una luz con una específica longitud de onda¹⁰.

El color de una luz LED es su característica más importante y es determinada por la composición química de la combinación de los semiconductores²⁴.

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por LED genera un angosto espectro de distribución. Esa es la principal diferencia entre la halógena y la LED, la LED solo produce longitud de onda en el rango deseado¹⁰.

Estudios publicados en 2004 por Bennett y cols¹⁸, Tsai y cols¹⁹ y Uhl y cols²⁵⁻²⁶ concernientes a la profundidad de curado, microdureza, distancia y tiempo de radiación respectivamente (las cuales son consideradas propiedades esenciales para el uso clínico) demostraron que las unidades LED estudiadas presentaron un desempeño equivalente al de las lámparas halógenas convencionales cuando son utilizadas en resinas que no contenga coactivadores en su composición. Sin embargo, se ha demostrado que las unidades LED requieren del doble de tiempo que las lámparas halógenas para alcanzar la luz requerida para promover una polimerización adecuada²²⁻²⁴.

Óptica aplicada a los sistemas de resina fotopolimerizables

La Óptica es la rama de la física que estudia el comportamiento de la luz, sus características y sus manifestaciones. Abarca el estudio de la reflexión, la refracción, las interferencias, la difracción, la formación de imágenes y la interacción de la luz con la materia²⁷.

El espectro electromagnético es un conjunto de ondas eléctricas y magnéticas que se propagan a través de espacio. La luz visible es aquella radiación a la cual el ojo humano es sensible y constituye una pequeña porción de la amplia familia de las ondas electromagnéticas, la cual se encuentra en un rango que va de 380 -780 nm. La luz según Max Planck, está compuesta por paquetes de energía llamados “cuantos”, los cuales tienen la capacidad de comportarse como ondas y partículas (naturaleza dual); por lo tanto se rige por los principios tanto de la teoría corpuscular como la ondulatoria²⁸.

Teoría Corpuscular

Supone que la luz está compuesta por una granizada de corpúsculos o partículas luminosas las cuales se propagan en línea recta, que pueden atravesar medios transparentes y ser reflejadas por materiales opacos, esta teoría explica la propagación rectilínea de la luz, la dispersión, refracción y la reflexión, pero no explica los fenómenos difracción e interferencia²⁸. Como se mencionó antes, la luz se propaga a través del espacio en línea recta, al cambiar de medio ocurre el fenómeno de reflexión, en el cual una parte de esta luz es devuelta al espacio en una sola dirección, mientras que la luz que logra entrar al medio, sufre el fenómeno de refracción, que es la desviación de la luz al llegar a la superficie de separación entre dos sustancias de diferente densidad en una dirección definida, en donde la causa es el cambio en la velocidad de los rayos luminosos al penetrar en un medio de diferente densidad²⁹, una vez que la luz entró al medio sufre también un cambio de dirección indefinida denominado dispersión, el cual es responsable de la propagación de la luz y a su vez de la atenuación gradual del haz a medida que este viaja por la materia²⁷.

Teoría Ondulatoria

Define a la luz como un movimiento ondulatorio semejante al que produce el sonido, involucrando el fenómeno de difracción e interferencia. La difracción es la desviación hacia una nueva dirección con un curvado aparente de las ondas que encuentran un objeto (una barrera o apertura) en su camino (figura 1) ²⁹. Para que se presente, el tamaño del objeto debe de ser del mismo orden de magnitud que la longitud de las ondas incidentes. Cuando la longitud de onda es mucho menor que el tamaño del objeto, por lo general la difracción no se aprecia dando como resultado la reflexión de esta onda y la creación de una sombra bien definida del objeto ²⁸⁻²⁹. En caso contrario, si el objeto es mucho menor a la magnitud de la onda no ocurre el fenómeno de difracción ya que éste no supone un obstáculo para la onda, tal es el caso de las ondas de radio de amplitud modulada (AM) que tienen una amplitud de hasta 10 km ²⁸⁻²⁹.

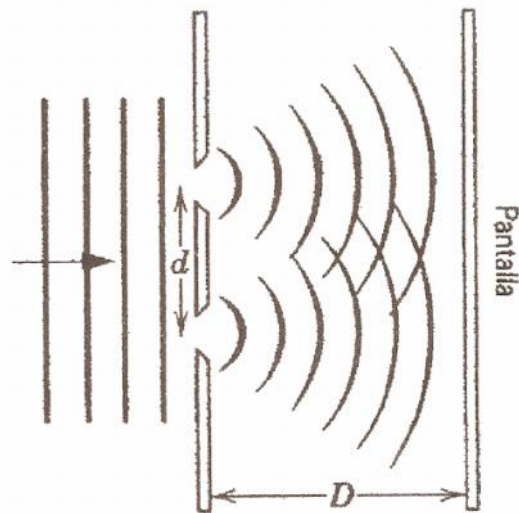


Figura 1. Tren de ondas de luz que incide sobre una barrera que al pasar por dos rendijas es difractada.

En la mecánica ondulatoria la interferencia es el resultado de la superposición de ondas difractadas a partir de dos o más rendijas (rejilla de difracción) dando como resultado la creación de un nuevo patrón de ondas. Aunque la acepción más usual para interferencia se refiere a la superposición de dos o más ondas de frecuencia idéntica o similar. Si la cresta de una onda se produce en el punto de interés mientras la cresta de otra onda también arriba a ese punto (es decir, si ambas ondas están en fase), ambas ondas se interferirán *constructivamente*, resultando una onda de mayor amplitud (refuerzo). Si por el contrario, las ondas están desfasadas (es decir, la cresta de una onda encuentra un valle de otra en un mismo punto), ambas ondas se interferirán *destructivamente*, resultando una onda de menor intensidad que cualquiera de los componentes (cancelación parcial). En el caso más extremo, dos ondas de igual frecuencia y amplitud en contrafase (desfasada 180°) que se interfieren, se anulan (figura 2), dando como resultado una serie alternante de bandas claras y oscuras denominadas franjas de interferencia, que corresponden a máximos y mínimos en la intensidad de la luz respectivamente (figura 3), así como máximos secundarios débiles entre las franjas claras (figura 4). En general, las rendijas pueden producir varias imágenes de líneas espectrales y pueden también separar longitudes de onda las cuales se distribuyen de modo continuo²⁸⁻²⁹.

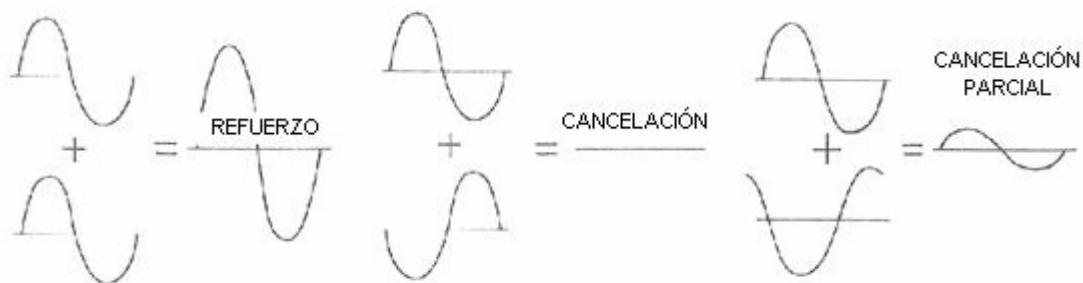


Figura 2. Superposición de ondas difractadas que crean un nuevo patrón de ondas.

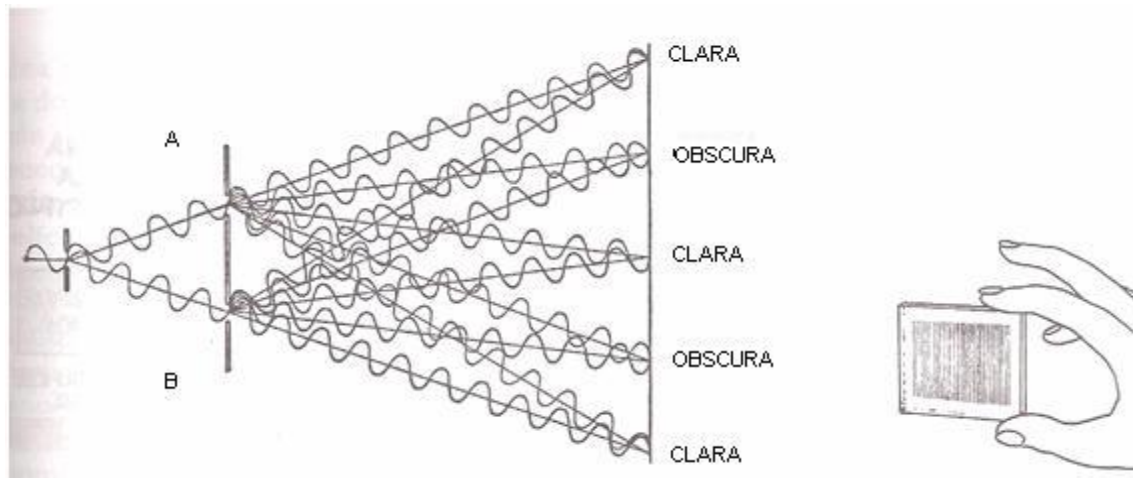


Figura 3. Serie alternante de franjas de interferencia.

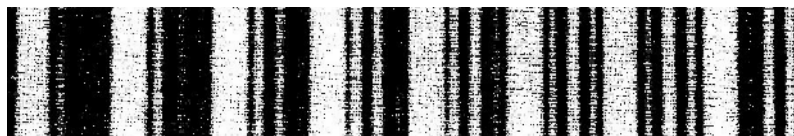


Figura 4. Patrón de interferencia que consta de bandas o franjas claras y oscuras que aparecen en la pantalla de la figura 1 y 3.

Todos estos fenómenos son de interés para el cirujano dentista ya que al fotopolimerizar, la luz que empleamos puede ser producida por distintos tipos de fuentes y por tanto estar compuesta por diversas longitudes de onda (350 nm – 510 nm) con diferentes intensidades, las cuales interactúan de muy distintas maneras con los componentes de las resinas, como por ejemplo la presencia de múltiples rejillas de difracción de diversos tamaños, además de un constante cambio de medio por la relación matriz-relleno.

Características de los composites para restauraciones directas fotoactivadas

Contracción por polimerización

La contracción volumétrica producida por polimerización libre, es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica y diluyente. Esta contracción crea tensiones durante la polimerización de hasta 130 kg/cm² entre el composite y la cavidad del diente. Estas tensiones pueden llegar a superar la resistencia a la tracción del esmalte y producir grietas y fracturas a nivel de la unión³.

Propiedades térmicas

Los composites tienen coeficientes ligeramente inferiores a los valores medidos para la fase orgánica por separado; por consiguiente el aumento de la fase inorgánica permite reducir el coeficiente de expansión térmica. Los cambios térmicos son de naturaleza cíclica, lo que puede producir fatiga del material y ruptura prematura de la unión con el diente³.

Sorción acuosa

La sorción de moléculas de agua causa la movilización de iones hacia la matriz y la salida de monómeros sin reaccionar hacia el medio bucal, al igual que partículas de relleno y activadores. Esto puede causar efectos indeseables tales como: reblandecimiento y degradación de la matriz de resina, así como reducción de la resistencia y pérdida de las partículas de relleno. Por lo tanto, la sorción acuosa juega un papel sumamente importante en la estructura, propiedades físicas y comportamiento dimensional de las resinas dentales²⁵. La sorción es favorecida por espacios intersticiales preexistentes en la interfase matriz orgánica - partículas de relleno. Estas microcavidades representan un pasaje preferencial para la penetración de diversas sustancias³⁰.

La expansión higroscópica alcanza un equilibrio a los 7 días, comenzando a partir de los 15 minutos de la polimerización, siendo crítica la calidad y estabilidad del acoplador silánico para prevenir un deterioro de la unión entre el relleno y el polímero, el cual dará como resultado una disminución en la sorción acuosa³.

Se cree que la sorción acuosa no es totalmente perjudicial y que la expansión correspondiente que se produce como consecuencia de la captación de agua de los líquidos orales podría contrarrestar en parte la contracción de la polimerización sellando faltas de ajuste, además de permitir liberar algunas cargas adquiridas durante la polimerización^{3,25}.

Solubilidad

Es la capacidad de determinada sustancia de disolverse en un líquido. La solubilidad en agua de los composites oscila entre 0,01 y 0,06 mg/mm³ según datos reportados por Chain y cols². En el caso de los composites fotopolimerizables es fundamental una adecuada exposición a la luz³.

No obstante, durante el almacenamiento de un composite de partículas finas en agua se puede detectar una lixiviación * de iones inorgánicos, y dichos iones pueden deteriorar la interfase.

El sílice es el producto que más se libera en un baño de agua (15-17 µg/ml) durante los primeros treinta días de almacenamiento, disminuyendo con el tiempo de exposición. Los composites de microrrelleno lixivian sílice con más lentitud y con un incremento del 100% durante el periodo de 30 días³.

La degradación y filtración pueden ser factores que contribuyen a la baja resistencia al desgaste y a la abrasión que es tan habitual en los composites, especialmente cuando se utilizan en dientes posteriores³. De hecho, se ha demostrado que dicha disolución ocurre concurrentemente con la sorción acuosa pero a menor velocidad²⁵.

*Lixiviar: Hacer pasar un líquido a través de una sustancia mineral u orgánica para extraer los componentes solubles.

Corrosión

Proceso químico o electroquímico a través del cual un material es atacado por agentes naturales como aire y agua resultando en una parcial o completa disolución, deterioro o debilitamiento de cualquier sustancia sólida, aunque los vidrios como los otros no metales son susceptibles de degradación en el ambiente, los metales por lo general son más susceptibles al ataque por las reacciones electroquímicas. Aunque tradicionalmente se atribuye este proceso a los metales, en investigaciones publicadas por Didier y cols³⁰ y Musanje y cols³¹ demuestran que también está presente en los composites dentales.

Profundidad de curado

La intensidad máxima del haz de radiación lumínica se concentra de la superficie del composite fotoiniciado. A medida que la luz penetra en el material, es dispersa y reflejada, con lo que pierde intensidad²⁶. Existen varios factores que influyen en el grado de polimerización a una determinada profundidad de la superficie después de la fotoiniciación, tal es el caso de la concentración de fotoiniciador que pueda reaccionar con la longitud de onda adecuada, así como el contenido y el tamaño de las partículas de relleno, ya que llegan a influir considerablemente en la dispersión de haz de luz, provocando una disminución en el grado de polimerización en las capas más profundas^{3, 32}.

Los estudios han revelado que la profundidad de curado es un factor crítico que está relacionado con la intensidad de la luz, ya que entre más intensa es, mayor cantidad de fotones hay disponibles para interactuar con los fotoiniciadores. Con más fotones, más moléculas de canforoquinona están en este estado excitado y reaccionan con la amina para formar los radicales libres^{3, 17, 26}.

Para conseguir una penetración óptima hay que mantener el extremo de la fuente a menos de 1 mm de la superficie¹. El tono de la resina tiene también importancia, ya que las tonalidades más opacas limitan la transmisión de la luz y solo permiten la polimerización a profundidades mínimas³². El tiempo de exposición normal para la mayoría de las lámparas de luz visible es de 20 s³. En general este tiempo es suficiente para polimerizar un composite hasta una profundidad de 2 a 2.5 mm^{1, 3}. El haz de la luz no se dispersa más allá

del diámetro de la punta de la lámpara emisora; por tanto, es necesario “pasear” la luz sobre la superficie de las restauraciones de mayor tamaño para que reciban una exposición completa³.

Por lo tanto, es necesario un grado de conversión bajo disminuiría las propiedades mecánicas de los composites, pudiendo ocasionar una alta tendencia a la fractura, disminución de la dureza y resistencia a la abfracción³², así como liberación de monómero residual, iniciadores y contaminantes provenientes de estas restauraciones provocando irritación y reacciones alérgicas¹⁰.

Existen diversos métodos para medir la profundidad de curado, como la espectroscopia infrarroja y resonancia electrónica las cuales pueden calcular la cantidad de enlaces dobles de carbono convertido en enlaces simples durante las reacciones de polimerización, pero por su simplicidad se prefieren las pruebas de dureza³³.

Microdureza

Dureza, es una propiedad que se utiliza para predecir la resistencia al uso de un material dental, propiedad que resulta sumamente valiosa para el odontólogo. Hay diversas pruebas de dureza de superficie que nos muestran la capacidad de un material para resistir la penetración por medio de una punta bajo una carga específica¹, y así evaluar el material para su investigación y desarrollo³⁴.

La técnica más confiable envuelve el uso de la espectroscopia infrarroja, la cual no se encuentra al alcance de todos los investigadores, por lo que se ha demostrado que la prueba de Knoop tiene valores equiparables a la anterior⁷, la cual se obtiene de dividir la carga sobre el área proyectada de la indentación utilizando una punta de diamante rombohédrica. Otra prueba de microdureza frecuentemente utilizado es la de Vickers, la cual también se caracteriza por emplear cargas menores a 9.8 N Y se obtiene de dividir la fuerza sobre el área de la indentación, utilizando una punta de diamante piramidal de base cuadrada^{1, 34}.

En estudios recientes concernientes a las últimas dos propiedades, se demostró que ninguna de las unidades LED estudiadas tuvo un desempeño equivalente al de las lámparas halógenas convencionales¹⁷. Por otro lado, se ha demostrado que para la resistencia a la compresión resulta más importante la fuente de polimerización que el tipo de la resina¹⁸.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En tiempos recientes se ha incrementado el uso de las resinas dentales para restauración directa debido a las cualidades estéticas que ofrecen, por lo que ha surgido la necesidad de optimizar sus propiedades físicas y una manera de lograrlo es mejorando las características de la fase inorgánica (tamaño, proporción, distribución, forma, silanización y composición); tal es el caso de las resinas de última generación que surgieron en el año 2002 constituidas por nanorrelleno, las cuales solo podrán alcanzar sus propiedades óptimas si se polimerizan apropiadamente, por lo tanto es necesaria una fuente de fotopolimerización adecuada, ya que en estudios recientemente publicados se ha comprobado que el alto contenido de micropartículas con un tamaño menor a $0.04\ \mu\text{m}$ incrementa la dispersión de la luz disminuyendo el grado de polimerización en las capas más profundas si la fuente no reúne las características necesarias, por lo que podría resultar cuestionable el desempeño de las resinas de nanorrelleno.

En base a lo anterior ¿Cuál será el comportamiento de las resinas de nanorrelleno fotopolimerizadas con Unidad LED y lámpara halógena al ser sometidas a distintas pruebas fisicoquímicas?

OBJETIVO GENERAL

Evaluar el desempeño de cuatro diferentes marcas de resinas de nanorrelleno polimerizadas con dos diferentes fuentes de fotopolimerización utilizando una resina microhíbrida como testigo al ser sometidas a tres de las pruebas que marca la norma número 27 de la Asociación Dental Americana (ADA) para materiales de relleno a base de resina y a la prueba de la Sociedad Americana para Prueba de Materiales (ASTM) E383: Método estándar para la prueba de microdureza de los materiales.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Utilizando cuatro marcas distintas de resina de nanorrelleno (Filtek Z350, Esther -X, Premise y Tetric Evo Ceram) fotopolimerizadas con unidad LED y lámpara halógena empleando una resina microhíbrida como testigo (Filtek Z250) llevar a cabo las pruebas de:

1. Sorción acuosa
2. Solubilidad
3. Profundidad de curado, y
4. Microdureza

HIPÓTESIS

H_{a1} = Existe diferencia entre los resultados obtenidos de las resinas polimerizadas con fuente LED y lámpara halógena al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad.

H_{01} = No existe diferencia entre las resinas polimerizadas con fuente LED y lámpara halógena al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad.

H_{a2} = Existe diferencia entre los resultados obtenidos entre cada una de las resinas de nanorrelleno al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad.

H_{02} = No existe diferencia entre los resultados obtenidos entre cada una de las resinas de nanorrelleno al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad.

H_{a3} = Existe diferencias entre los resultados obtenidos por las resinas de nanorrelleno con respecto a la resina microhíbrida al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad.

H_{03} = No existe diferencias entre los resultados obtenidos por las resinas de nanorrelleno con respecto a la resina microhíbrida al ser sometidas a las pruebas de profundidad de curado, microdureza, sorción acuosa y solubilidad.

Particularmente para la prueba de microdureza se plantea la siguiente hipótesis:

H_a = Existe diferencia en los valores de microdureza obtenidos a nivel superficial y a la profundidad máxima recomendada por el fabricante.

H_0 = No existe diferencia en los valores de microdureza obtenidos a nivel superficial y a la profundidad máxima recomendada por el fabricante.

JUSTIFICACIÓN

En la actualidad no existe suficiente información sobre el efecto que tienen distintos tipos de fuentes de fotopolimerización (unidades LED y halógena) sobre algunas propiedades físicoquímicas de las resinas de nanorrelleno, por lo que este estudio es necesario para que la comunidad odontológica cuente con la información necesaria para una mejor elección de la fuente a emplear para dicho material.

UNIVERSO DE TRABAJO Y SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Resinas compuestas de nanorrelleno para restauración directa de las casas comerciales:

- 3M ESPE
- Ivoclar-Vivadent™
- Dentsply
- Kerr

Resina compuesta híbrida para restauración directa de la casa comercial:

- 3M ESPE

Fuentes de fotocurado disponibles en el mercado nacional de las siguientes casas comerciales:

- Ivoclar-Vivadent™ (fuente halógena)
- Ivoclar-Vivadent™ (fuente LED)

Criterios de inclusión

1. Resinas de nanorrelleno para restauración directa fotocurables en color A2 de las marcas y casas comerciales enlistadas a continuación:

- Tetric Evo Ceram®, Ivoclar-Vivadent™, Alemania.
- Filtek Z350™, 3M ESPE, U.S.A.
- Esthet X®, Dentsply, Alemania.
- Premise™, Kerr, U.S.A.

2. Resina microhíbrida para restauración directa fotocurable en color A2 de la siguiente marca y casa comercial:

- Z250™, 3M ESPE, U.S.A.

3. Fuentes de fotocurado de luz visible de las siguientes marcas:

- Astralis 3, Ivoclar-Vivadent™ (fuente halógena)
- Bluephase, Ivoclar Vivadent™ (fuente LED)

Criterios de exclusión

Todas aquellas resinas para restauración directa y fuentes de fotocurado que no son mencionadas en los criterios de inclusión.

Muestras que no cumplan con los criterios marcados en la norma número 27 de la ADA y por la norma E384 de la ASTM.

MATERIALES Y MÉTODO

- 9 jeringas de resina para obturación directa de las marcas anteriormente mencionadas
- Lámpara halógena Astralis 3, Ivoclar-Vivadent™
- Unidad LED Bluephase, Ivoclar-Vivadent™
- Discos metálicos de 15 ± 1 mm de diámetro por 0.5 ± 0.1 mm de espesor.
- Desecadores con un contenido de sílica gel
- Portaobjetos
- Espátula de teflón
- Ambientador
- Vernier digital Mitutoyo (Japan)
- Moldes metálicos de 6 mm de longitud por 4 mm de diámetro.
- Espátula de plástico
- Resina acrílica autopolimerizable
- Molde metálico de forma cilíndrica
- Cronómetro
- Lijas de agua de carburo de silicio para desbaste grueso (600, 1000, 1500, 2000, Y 4000)
- Paño Lecloth para desbaste fino
- Alúmina (Al_2O_3) de 5 μm
- Microdurímetro Matsuzawa modelo M HT2 (Japan)

Para la realización del presente estudio se elaboraron un total de 120 muestras (n=120), 10 de cada casa comercial en forma de disco para ser sometidas a las pruebas de sorción acuosa y solubilidad. Para la prueba de profundidad de curado y microdureza se utilizaron muestras de forma cilíndrica, 10 para la prueba de profundidad de curado y 4 para la prueba de microdureza de cada una de las casas comerciales. La mitad de cada uno de los grupos se fotopolimerizó con fuente LED (n=60) y la mitad restante con lámpara halógena (n=60).

Todos los materiales fueron manipulados en una cámara a temperatura controlada ($23 \pm 1^\circ\text{C}$) y se polimerizaron siguiendo las instrucciones de cada fabricante para la obtención de las muestras, las cuales fueron sometidas a tres de las pruebas que marca la norma N° 27 de la Asociación Dental Americana (ADA) para materiales de restauración a base de resina³⁵ y a la prueba que marca la Sociedad Americana para Prueba de Materiales (ASTM) E383: Método estándar para la prueba de microdureza de los materiales³⁴.

Sorción acuosa y Solubilidad (Norma N° 27 de la ADA)

Se preparó y llenó el molde con el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Dichas muestras fueron cubiertas con cinta mylar y a su vez, por por taobjetos luego éste se removió para colocar la ventana de salida del medio de energía externa contra la selección del espécimen por el tiempo de exposición recomendado. Se movió la ventana de salida e irradió la sección del espécimen por encima de la anteriormente irradiada. Y se continuó con este procedimiento hasta que todo el espécimen fue irradiado.

Después de haber removido los especímenes del molde se llevaron al desecador manteniéndolos a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y se removieron después de 24 h, pasado dicho periodo de tiempo se mantuvieron a $23 \pm 1^\circ\text{C}$ durante 1 h para después pesarlos. Se repitió este ciclo hasta que la masa perdida por cada espécimen no fuera de más de 0.2 mg. Se registró este valor como m_1 .

Los especímenes se sumergieron en agua desionizada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ durante 7 días. Después de este tiempo se removieron, lavaron y agitaron en el aire durante 15 s para pesarlos 1 min después de haberlos secado, Se registró este valor como m_2 .

Después de pesarlos se reacondicionaron los especímenes en el desecador a un peso constante siguiendo el ciclo anteriormente descrito y se registró como m_3 .

La sorción acuosa se calculó en microgramos/milímetro cúbico donde la sorción no deberá sobrepasar los $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{wsp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

En donde:

m_2 , es la masa del espécimen expresada en μg después de estar 7 días en agua.

m_3 , es la masa reacondicionada del espécimen expresada en μg .

V , es el volumen del espécimen expresado en mm^3 .

La solubilidad fue calculada en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ con la siguiente ecuación:

$$\text{ws1} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

En donde:

m_1 , es la masa acondicionada expresada en μg previa a la inmersión en agua.

m_3 , es la masa reacondicionada del espécimen expresada en μg .

V , es el volumen del espécimen expresado en mm^3 .

En este caso la solubilidad no deberá ser mayor a $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Profundidad de curado (Norma N°27 de la ADA)

Para esta prueba se prepararon especímenes cilíndrico utilizando moldes metálicos de 6 mm de longitud por 4 mm de diámetro. Se cubrió dicho molde con una cinta de película transparente (cinta mylar) para poder colocar el material de prueba de acuerdo con las instrucciones del fabricante, teniendo cuidado de no incluir burbujas de aire. Posteriormente se sobreobturó ligeramente el molde y se colocó una segunda tira de película transparente en la superficie. Se presionaron ambas películas y el molde entre portaobjetos para eliminar excedentes. Se retiró cuidadosamente el portaobjetos de la superficie para aplicar la fuente de energía sobre la cinta. Por último, se irradió el material por el tiempo recomendado por el fabricante para alcanzar una profundidad de curado de entre 2 y 2.5 mm según el caso.

Se removió el espécimen del molde 180 ± 20 s después de completado el tiempo de exposición y se eliminó el material no curado utilizando una espátula de plástico para posteriormente medir el material curado utilizando un micrómetro con una exactitud de ± 0.1 mm. Finalmente se dividió el resultado entre 2. Se repitió la medición dos veces.

Microdureza (Norma E384 de la ASTM)

Las muestras utilizadas para la realización de esta prueba fueron elaboradas mediante el mismo procedimiento empleado en la prueba de profundidad de curado, las cuales fueron embebidas en resina acrílica utilizando un molde metálico de forma cilíndrica, de tal manera que dichas muestras obtuvieran una posición horizontal. Posteriormente fue rectificada en un torno de tal forma que sus caras fueran paralelas, y así poder adquirir una posición totalmente perpendicular a la punta del indentador y de esta forma realizar correctamente la prueba de microdureza Vickers.

Debido a que los especímenes deben estar libres de defectos que puedan afectar la indentación, se pulieron metalográficamente utilizando lijas de agua de carburo de silicio para desbaste grueso de diferente grano (600, 1000, 1500, 2000, Y 4000) y un paño Lecloth para desbaste fino utilizando Alúmina (Al_2O_3) de $5\mu m$. Finalmente, se eliminaron los residuos mediante un equipo ultrasónico para después almacenarlas en agua desionizada a $37^\circ C$ durante un periodo de 24 h.

Se utilizó un microdurímetro Matsuzawa modelo MHT2 con una punta de diamante de forma piramidal de base cuadrada con ángulos de 136° entre sus caras para la realización de la prueba, la cual consistió en primer lugar en enfocar con el objetivo de bajo alcance para identificar la zona requerida, después se empleo el objetivo de máxima magnificación disponible para seleccionar el área a indentar, utilizando una fuerza de 10-200 gf durante 20 s (tiempo estándar). Hechas las indentaciones se procedió a ajustar la intensidad de la luz y la apertura óptima del objetivo para una máxima resolución y contraste al momento de medir ambas diagonales.

Dado que el fenómeno de flujo de masa es inherente a la prueba fue necesario dejar un espacio equivalente a tres veces la longitud de las diagonales entre cada una las indentaciones, tal y como lo indica la norma.

Recabados los datos, se promediaron ambas diagonales de cada indentación para posteriormente calcular el número de Vickers en la tablas correspondientes previamente establecidas según el peso empleado, utilizando el símbolo Hv para el reporte numérico de los valores.

Debido a que la microindentación revelaría variantes de dureza dentro del material, una prueba sencilla no era representativa de la dureza grupal, por lo que fue necesario realizar varias indentaciones en cada espécimen (10, 20 o 50 indentaciones según lo requerido), obteniendo así un total de 500 indentaciones.

Para esta prueba en particular fue necesario dividir las 20 muestras en dos grupos:

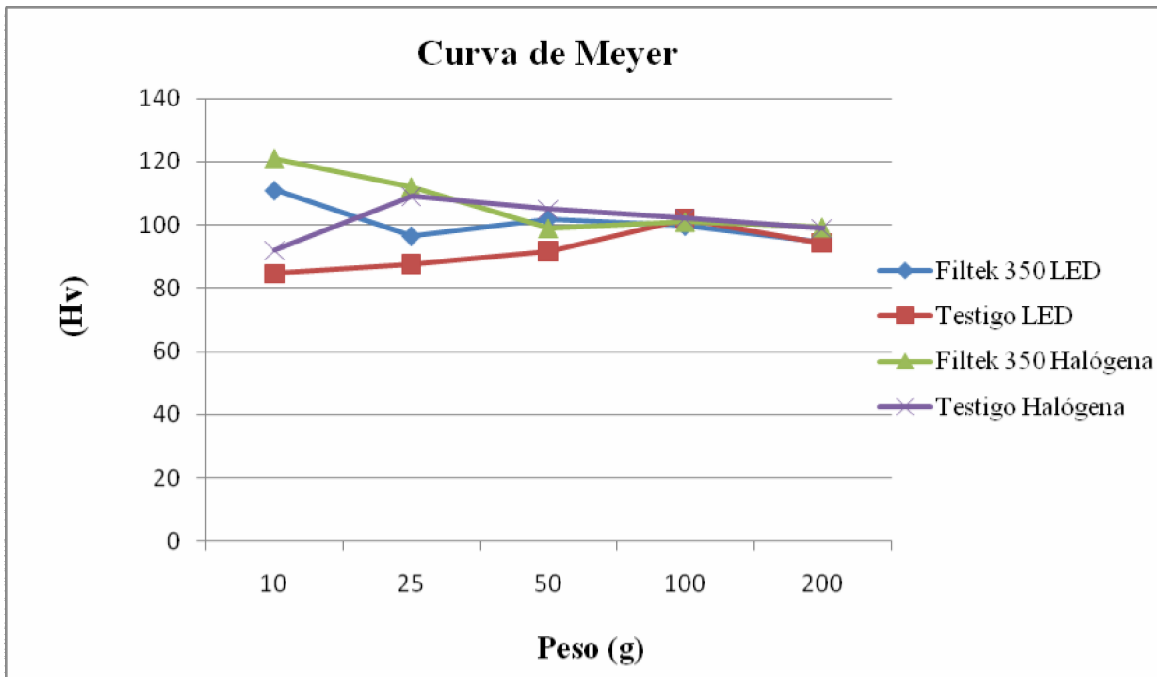
1.- Grupo A

2.- Grupo B

El grupo A para establecer el peso adecuado para la realización del estudio, así como el promedio de microdureza de cada una de las marcas polimerizadas con las dos fuentes incluyendo a la muestra testigo. Y el grupo B para realizar dos perfiles, el primero paralelo a la superficie y el segundo se realizó a la profundidad máxima de polimerización establecida por cada fabricante para la técnica de incrementos, es decir a 2 mm de la superficie con excepción de las marcas Premise y Filtek 250 que indican hasta 2.5 mm.

Para el grupo A se realizaron 200 indentaciones para el establecimiento del peso adecuado mediante la Curva de Meyer*, la cual consistió en realizar 10 indentaciones con cada uno de los pesos (10, 25, 50, 100 Y 200 gf) en las diferentes resinas (resina microhíbrida y una de nanorrelleno polimerizadas con lámpara halógena y fuente LED): En este caso las cuatro diferentes muestras mostraron un comportamiento muy similar para los pesos 100 Y 200 gf con una interacción especialmente marcada para el peso 100 gf, por lo tanto se determinó que para ambos tipos de relleno este fue el peso ideal. (Gráfica 1). Además de 100 indentaciones para establecer el promedio, 10 para cada marca polimerizada con la dos diferentes fuentes, que por procedimiento fueron distribuidas al azar yendo más allá de los límites establecidos para esta prueba (específicamente de 3 mm). Para el grupo B, se realizaron un total de 200 indentaciones, 10 en la superficie y 10 a la profundidad de polimerización máxima establecida por cada marca.

*Curva de Meyer. Es un procedimiento mediante el cual, en base a los promedios calculados para cada uno de los pesos se obtiene una gráfica donde se buscará el peso en el que las muestras presenten un comportamiento muy semejante.



Gráfica 1. Curva de Meyer.

Finalmente, los datos que se recabaron para esta prueba se obtuvieron con su desviación estándar en base al número de microdureza Vickers (Hv).

MANEJO DE LOS DATOS:

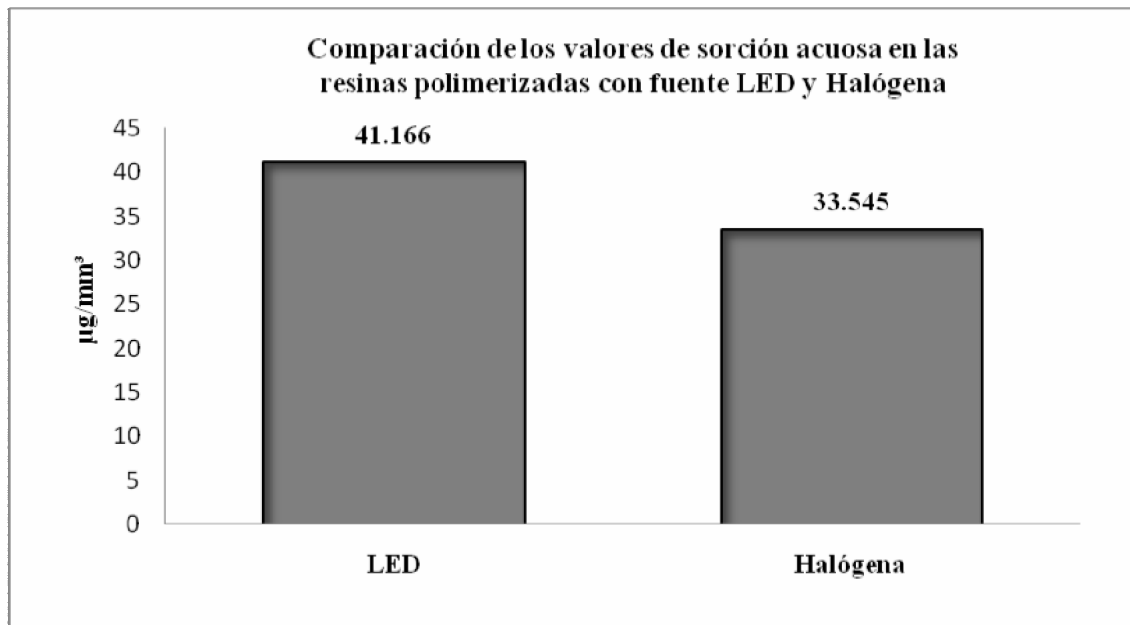
Una vez recabados los resultados de las pruebas, se sometieron a análisis estadístico, el cual se realizó utilizando el programa SPSS 15.0 utilizando las pruebas: Kruskal -Wallis para comparar las diferentes marcas de nanorrelleno, la prueba Mann-Whitney para muestras independientes al comparar las lámparas y el tipo de relleno; así como una prueba Mann-Whitney para muestras relacionadas en el caso de la prueba de microdureza para comparar la diferencia existente entre ambos niveles de medición. Donde si $P < 0.05$ se aceptarán las hipótesis alternas y se rechazan las hipótesis nulas.

En el caso de la prueba de microdureza se empleo la Estadística Inferencial, la cual comprende métodos y procedimientos para deducir propiedades de una población a partir de una pequeña parte de la misma, caracterizándose por determinar una estimación de parámetros; en otras palabras, permite dar un valor aproximado de un parámetro de una población a partir de los datos de una muestra, por lo que en este caso se estableció un promedio de cada marca polimerizada con ambas fuentes, de tal manera que los valores obtenidos para la prueba se encontraron dentro de su intervalo de confianza, mostrando así que la muestra es representativa³⁵.

RESULTADOS

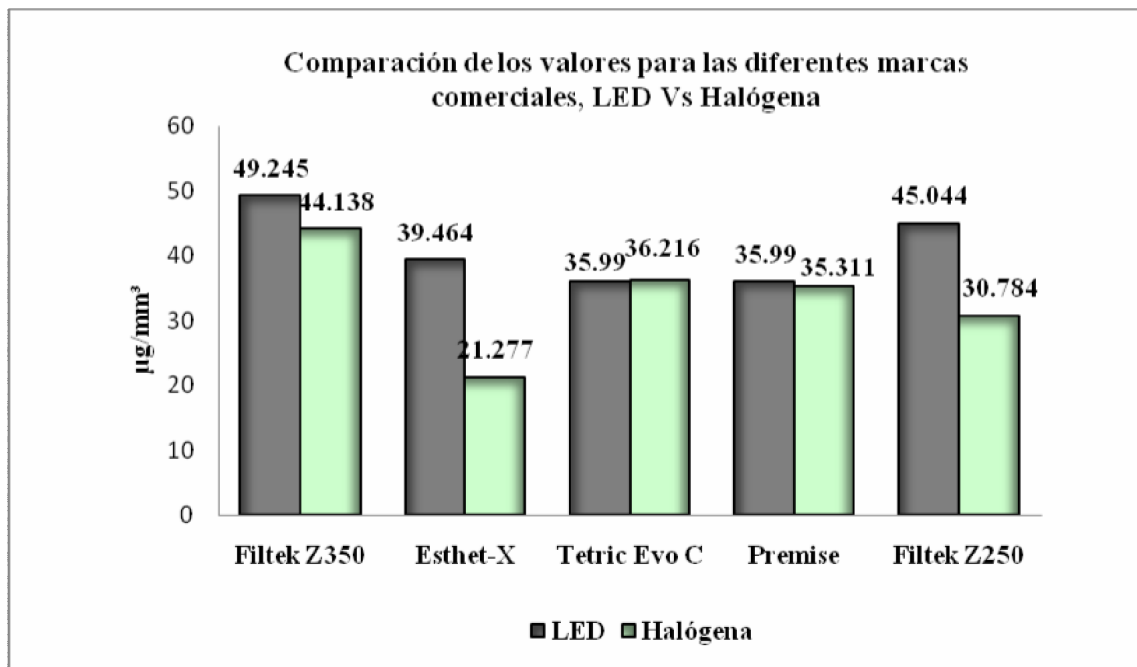
SORCIÓN ACUOSA

De acuerdo a los resultados de la prueba Mann-Whitney, se aceptó la hipótesis alterna ($P < 0.05$) con respecto a las diferencias existentes entre las resinas fotopolimerizadas con Unidad LED y lámpara halógena, al analizar los resultados de manera porcentual se encontró que las resinas polimerizadas con lámpara halógena mostraron menor sorción acuosa en un 18.5% que aquellas tratadas con Unidad LED. Gráfica 2.



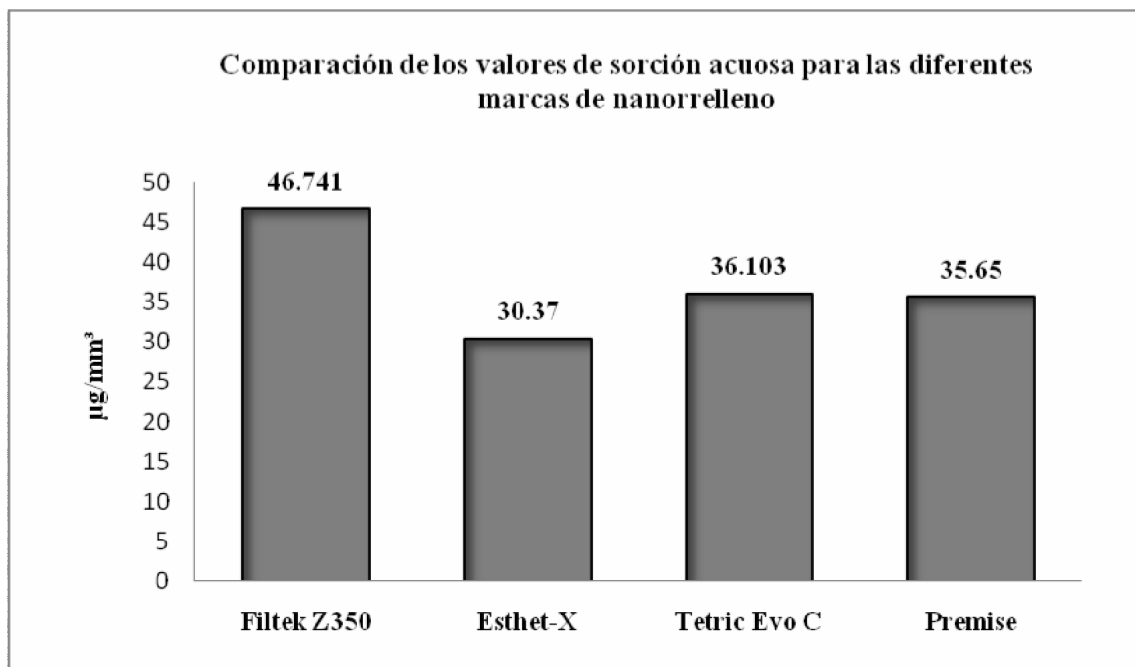
Gráfica 2. Representa las diferencias existentes entre los valores promedio de sorción acuosa obtenidos por las muestras fotopolimerizadas con ambas fuentes.

Al comparar individualmente los resultados obtenidos para cada una de las marcas de estudio con respecto a la fuente de fotopolimerización se encontró que para la marca Esthet-X y Filtek Z250 hubo una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.05$), ambas mostrando un comportamiento superior al ser polimerizadas con lámpara halógena con una diferencia porcentual del 46% y el 31.6% respectivamente, al igual que las marcas Filtek Z350 (10.5%) y Premise (1.8%) aunque la diferencia no fue estadísticamente significativa. La marca Tetric Evo Ceram fue la única en mostrar un mejor comportamiento al ser polimerizada con Unidad LED (0.6%). Gráfica 3.



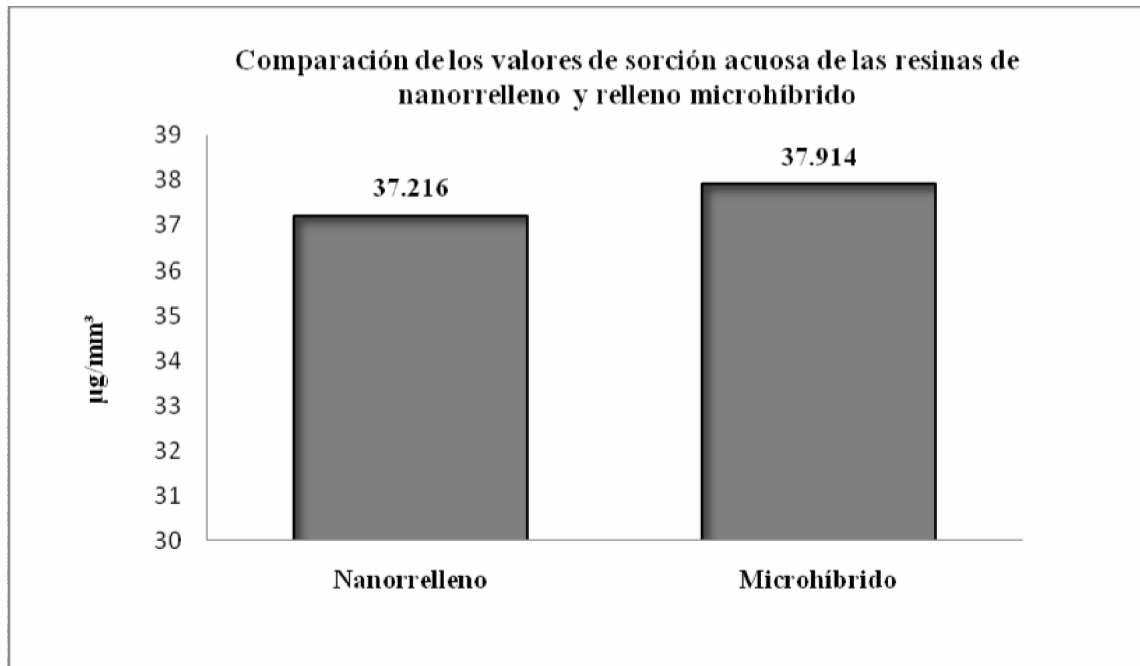
Gráfica 3. Representa las diferencias existentes entre los valores promedio de sorción acuosa obtenidos para cada una de la marcas fotopolimerizadas con ambas fuentes.

Con respecto a la diferencia existente entre las resinas de nanorrelleno, la hipótesis alterna fue aceptada ($P > 0.05$), al comparar los valores podemos darnos cuenta que la marca que presentó los mejores resultados fue Esthet-X ($30.37 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), seguida de Premise ($35.65 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), Tetric Evo Ceram ($36.103 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y Filtek Z350 ($46.741 \mu\text{g}/\text{mm}^3$). Gráfica 4.



Gráfica 4. En la gráfica se pueden observar las diferencias existentes entre las marcas de resina de nanorrelleno sin tomar en cuenta la fuente de fotopolimerización empleada

En lo referente a la diferencia entre las resinas de nanorrelleno y la resina microhíbrida, la hipótesis alterna fue rechazada ($P > 0.05$), pues ambos grupos mostraron un comportamiento similar con una diferencia del 1.8% en donde las resinas de nanorrelleno tuvieron un mejor comportamiento. Gráfica 5.

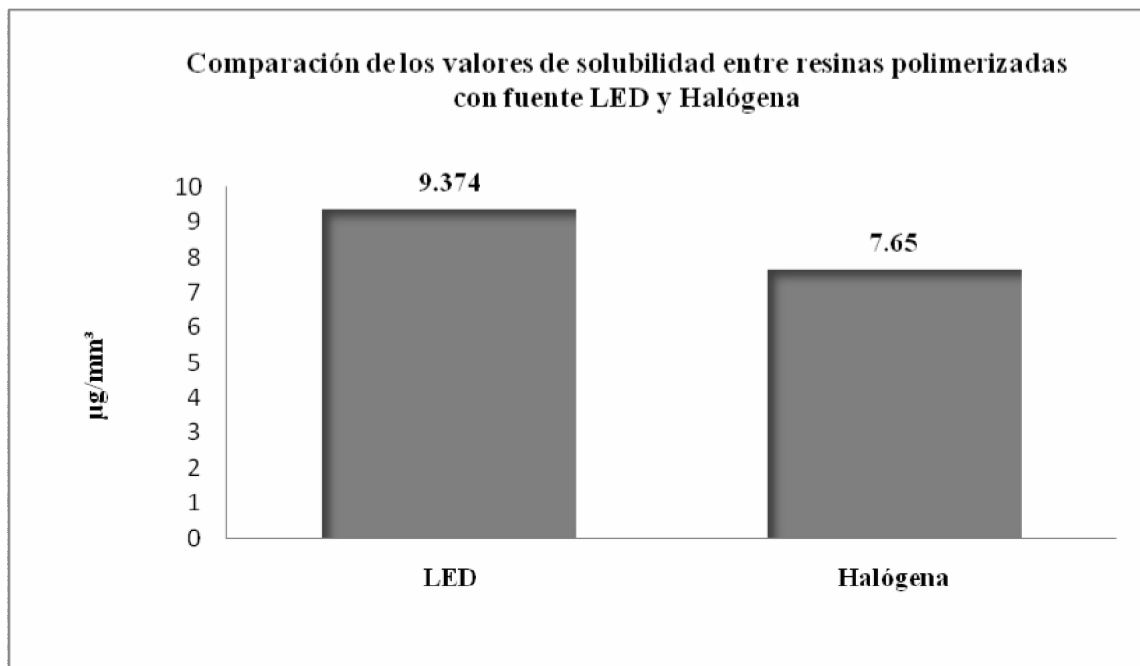


Gráfica 5. Representa la diferencia existente en los valores promedio de sorción acuosa presentados por ambos tipos de relleno.

SOLUBILIDAD

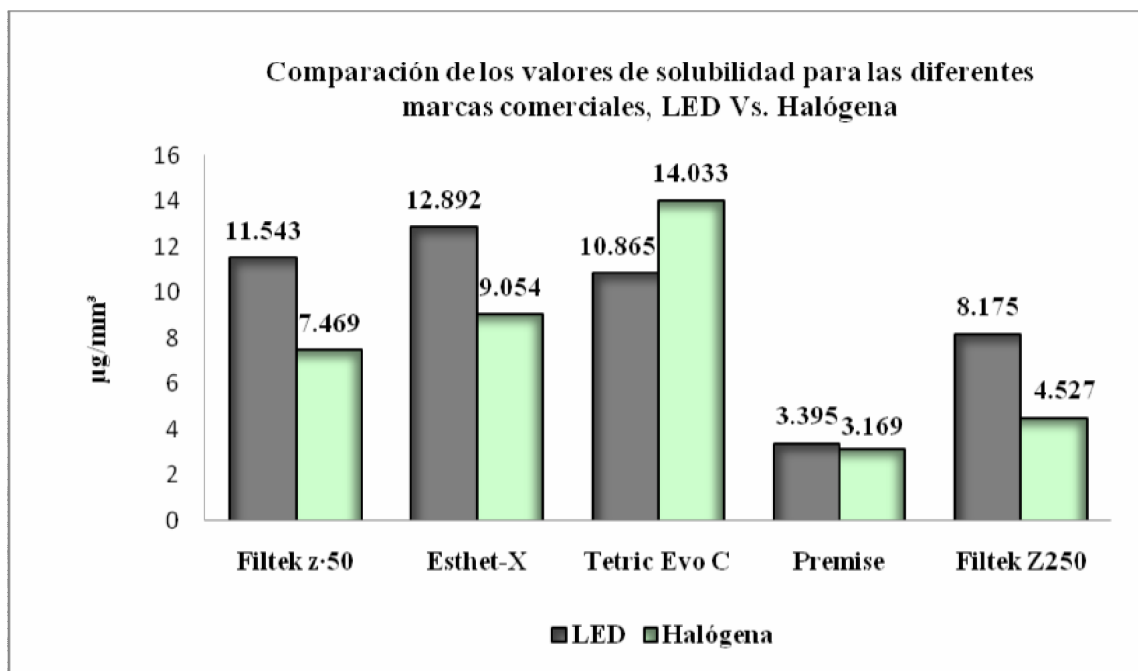
Los resultados obtenidos en este estudio nos mostraron que solo los grupos de la marca Premise y el grupo de la marca Filtek Z250 polimerizada con lámpara halógena cumplieron con los requerimientos que marca la Norma No. 27 de la ADA

De acuerdo a la prueba Mann-Whitney se encontró que la diferencia existente entre los valores obtenidos para ambas fuentes tuvo como resultado una $P > 0.05$ rechazando así diferencias existentes entre ambas, aunque se encontró que las muestras polimerizadas con lámpara halógena presentaron menor solubilidad en un 18.3%. Gráfica 6.



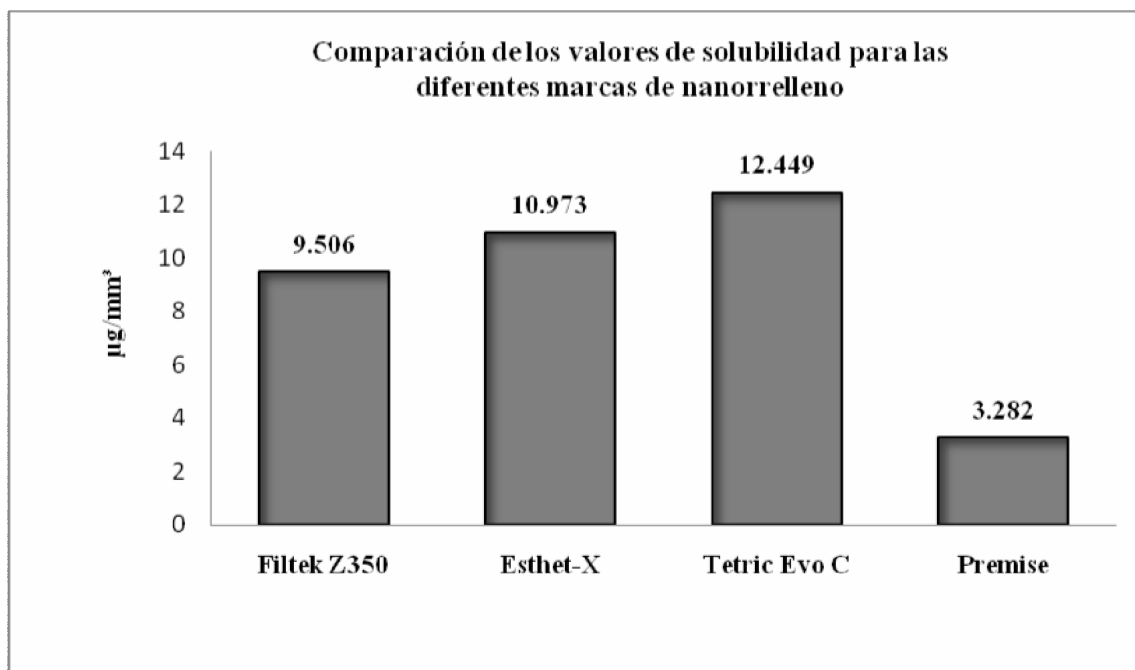
Gráfica 6. Representa las diferencias existentes entre los valores promedio de solubilidad obtenidos por las muestras fotopolimerizadas con ambas fuentes.

Al comparar individualmente los resultados obtenidos para cada una de las marcas de estudio con respecto a la fuente de polimerización no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($P>0.05$). Sin embargo, los grupos que presentaron un mejor comportamiento fueron en su mayoría los polimerizados con lámpara halógena, es decir la marca Premise (6.6%), Esthet-X (29.7%) Filtek Z350 (35.2%) y Filtek Z250 (44.6%), sólo la marca Tetric Evo Ceram que mostró mejores valores para la fuente LED con un 22.5%. Grafica 7.



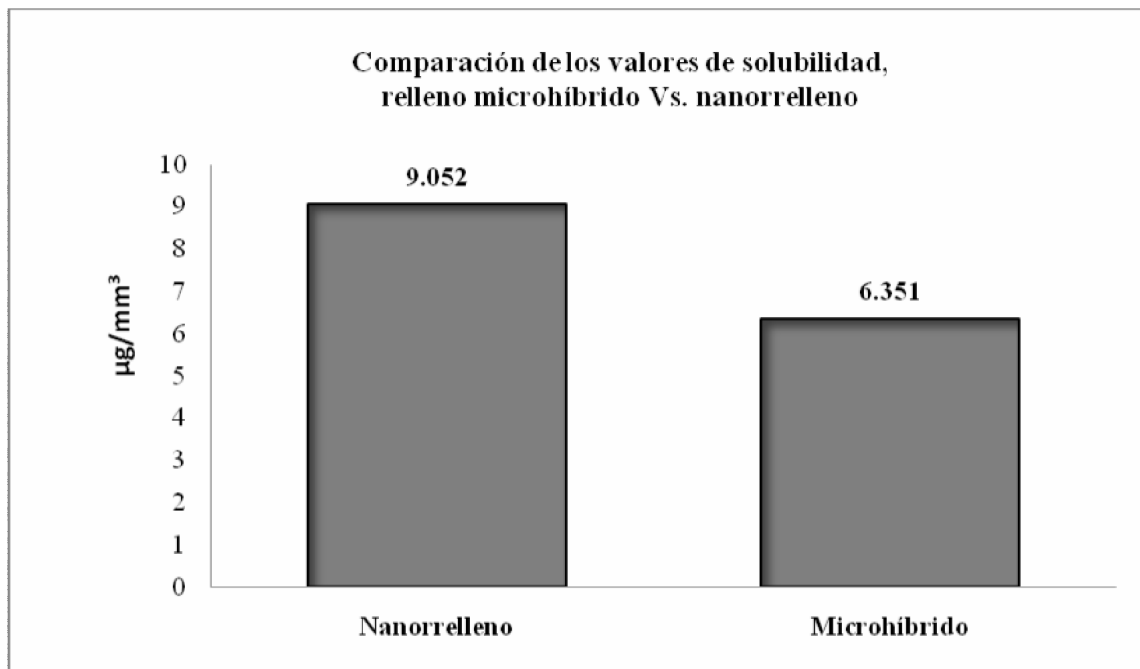
Gráfica 7. Muestras las diferencias existentes entre los valores promedio de solubilidad para cada una de las marcas comerciales al ser fotopolimerizadas con ambas fuentes .

Al comparar las diferencias existentes entre las resinas de nanorrelleno la hipótesis alterna fue aceptada ($P < 0.05$), al comparar los resultados la marca que obtuvo los mejores valores fue Premise ($3.282 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), seguida de Filtek Z350 ($9.506 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), Esthet-X ($10.973 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y Tetric Evo Ceram ($12.449 \mu\text{g}/\text{mm}^3$). Gráfica 8.



Gráfica 8. En la gráfica se pueden observar las diferencias existentes entre las marcas de resina de nanorrelleno sin tomar en cuenta la fuente de fotopolimerización empleada.

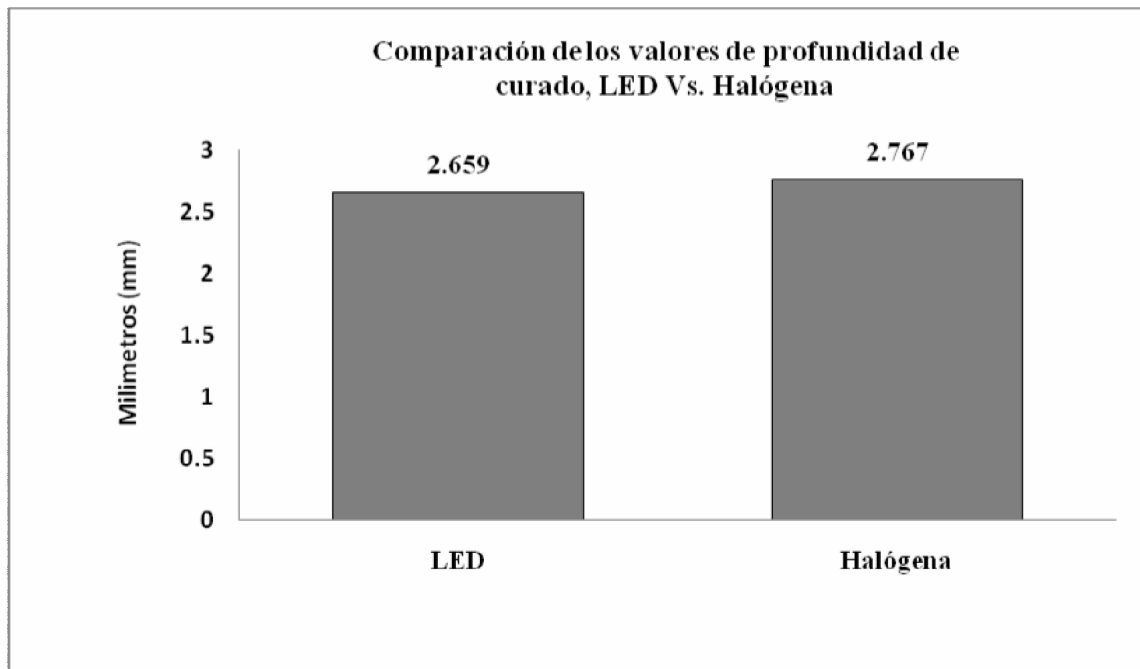
Con respecto a la diferencia existente entre las resinas de nanorrelleno y la resina microhíbrida la hipótesis alterna fue rechazada ($P > 0.05$). Sin embargo existe una diferencia del 28.7% favorable para la resina microhíbrida Gráfica 9.



Gráfica 9. Muestra la diferencia existente en los valores promedio de solubilidad presentados por ambos tipos de relleno.

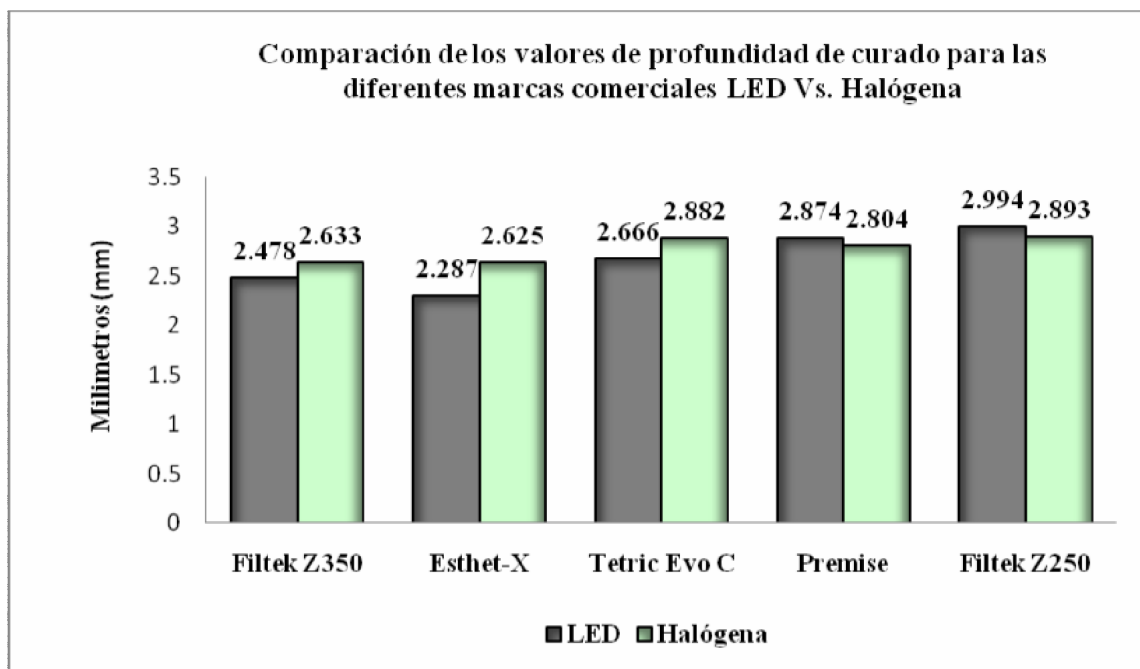
PROFUNDIDAD DE CURADO

Con base a los resultados obtenidos para la prueba Mann -Whitney se rechaza la hipótesis alterna ($P > 0.05$) con respecto a las diferencias existentes entre las resinas fotopolimerizadas con Unidad LED y lámpara halógena; no obstante la diferencia porcentual arrojó una diferencia del 3.9%, siendo el grupo de la lámpara halógena a el de los mejores resultado. Gráfica 10.



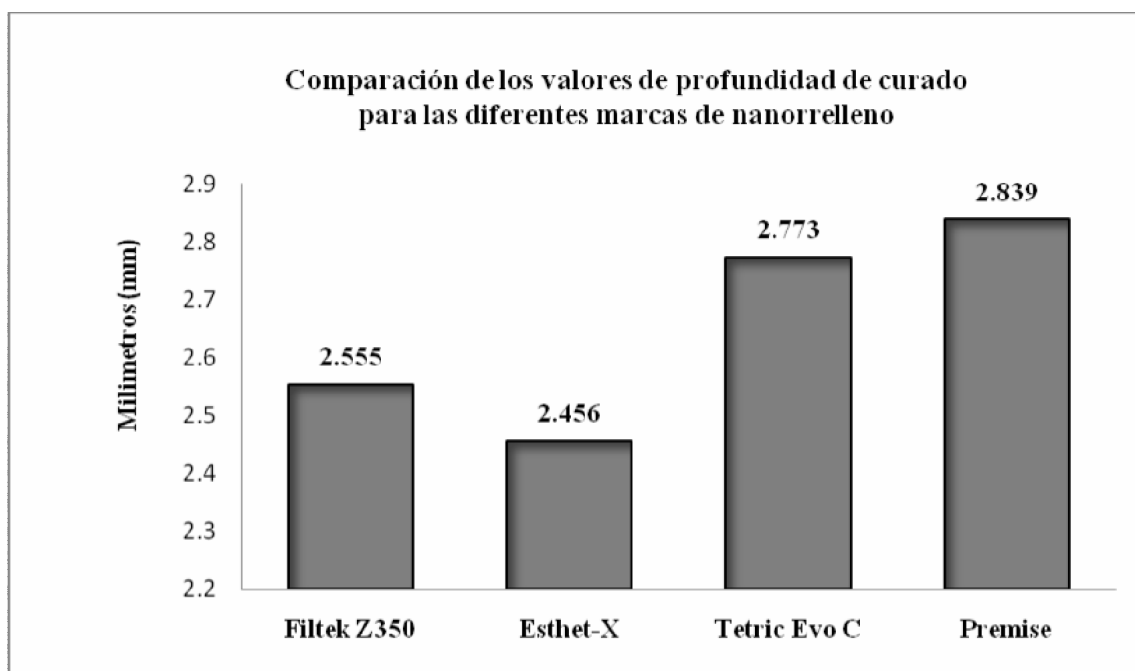
Gráfica 10. Representa las diferencias existentes entre los valores promedio de profundidad de curado obtenidos por las muestras fotopolimerizadas con ambas fuentes.

Individualmente los resultados obtenidos por cada una de las marcas con respecto a la fuente de fotopolimerización mostraron una diferencia estadísticamente significativa para Filtek Z350, Esthet-X y Tetric Evo Ceram ($P < 0.05$), teniendo un comportamiento superior al ser polimerizadas con lámpara halógena con una diferencia porcentual del 5.8%, 12.8% Y 7.5% respectivamente; por otro lado la marcas Filtek Z250 (3.3%) y Premise (2.4%) no mostraron diferencias estadísticamente significativas, manifestando resultados superiores con fuente LED. Gráfica 11.



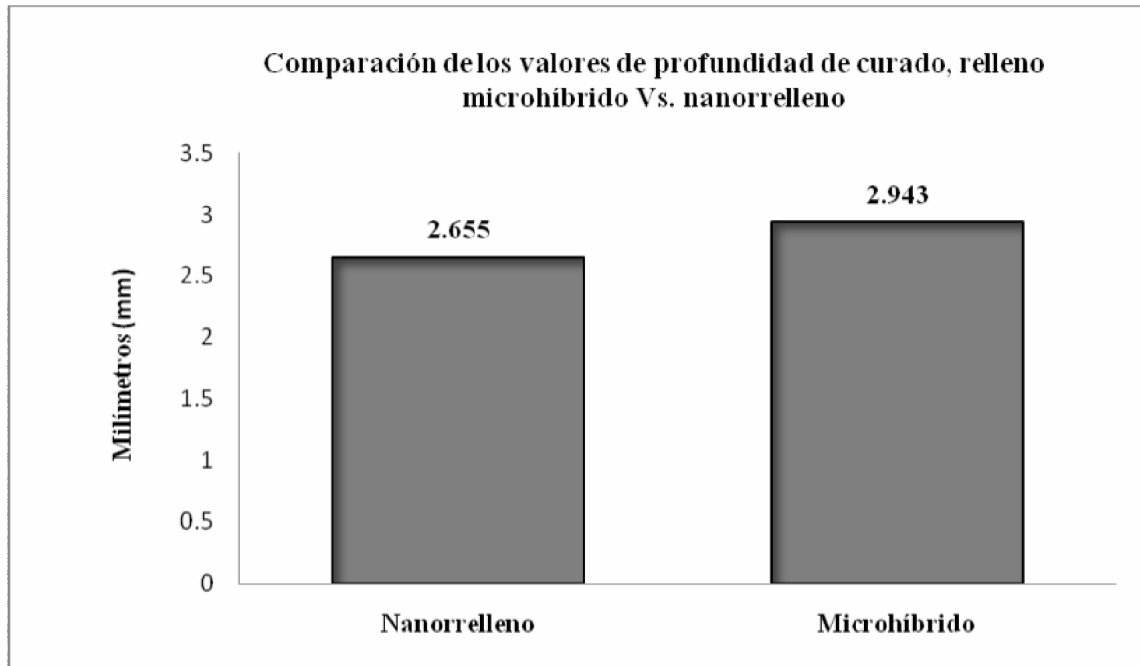
Gráfica 11. Muestra las diferencias existentes entre los valores promedio de profundidad de curado para cada una de las marcas comerciales al ser fotopolimerizadas con ambas fuentes.

Con respecto a la diferencia existente entre las resinas de nanorrelleno, la hipótesis alterna fue aceptada ($P < 0.05$), dentro de las cuales la marca Premise fue la que obtuvo los mejores resultados (2.83 mm), seguida de Tetric Evo Ceram (2.73 mm), Filtek Z350 (2.55 mm) y finalmente Esthet X (2.45 mm). Gráfica 12.



Gráfica 12. Representa las diferencias existentes entre las marcas de resina de nanorrelleno sin tomar en cuenta la fuente de fotopolimerización empleada.

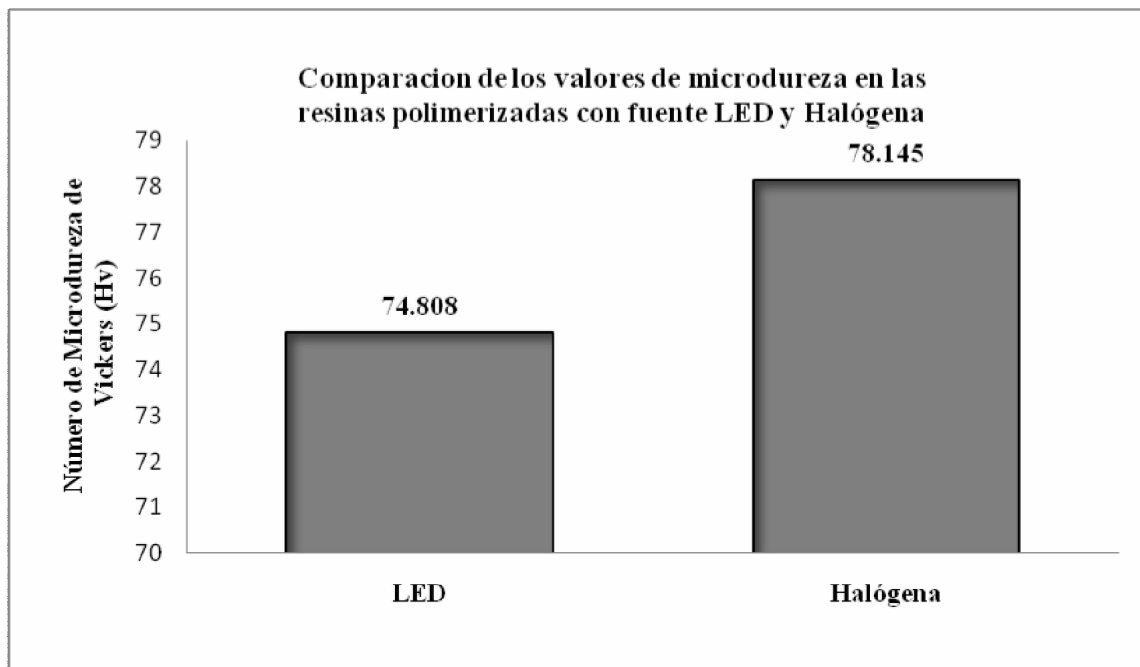
En lo referente a la diferencia existente a la profundidad de curado alcanzada entre las resinas de nanorrelleno y la resina microhíbrida, se aceptó la hipótesis alterna ($P < 0.05$), donde dicha diferencia mostró que los mejores resultados los obtuvo la resina microhíbrida con una diferencia del 9.7%. Gráfica 13.



Gráfica 13. Representa la diferencia existente en los valores promedio de profundidad de curado presentados por ambos tipos de relleno.

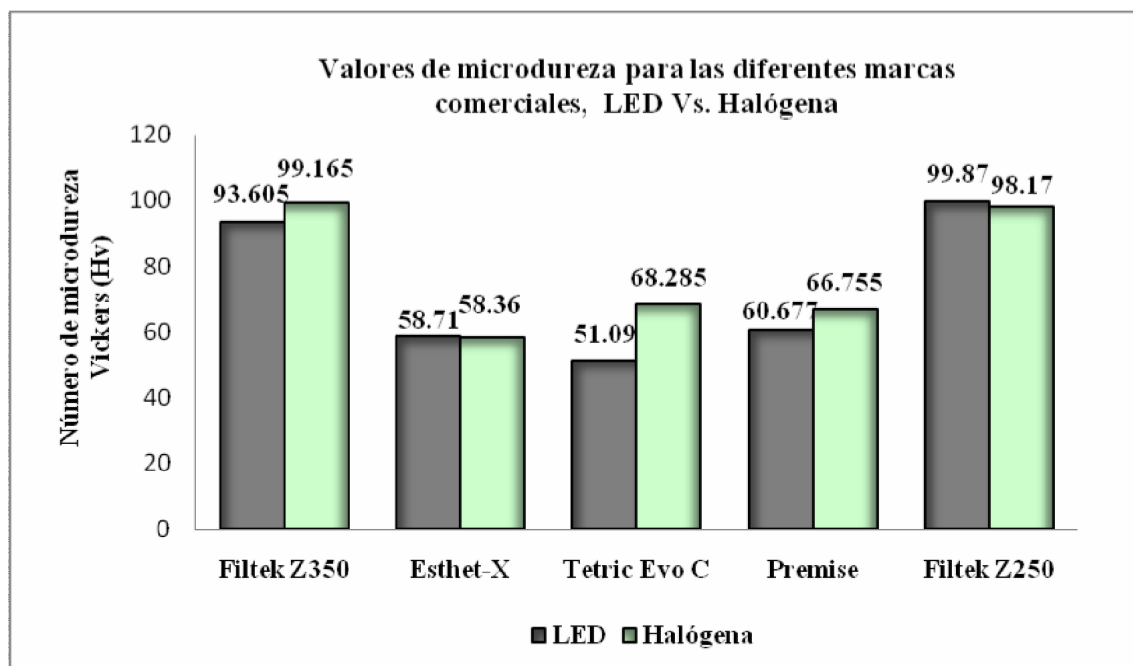
MICRODUREZA

Al verificar la diferencia existente en los valores de microdureza entre las muestras fotopolimerizadas con unidad LED y lámpara halógena la prueba Mann - Whitney para muestras independientes arrojó un resultado de $P > 0.05$) con lo cual se rechaza la hipótesis de diferencias existentes entre ambos grupos. Esta diferencia aunque estadísticamente no significativa, porcentual mente fue del 4.3%, favoreciendo a la lámpara halógena, como se puede apreciar en la gráfica 14.



Gráfica 14. Representa las diferencias existentes entre los valores promedio de microdureza Vickers obtenidos por las muestras fotopolimerizadas con ambas fuentes.

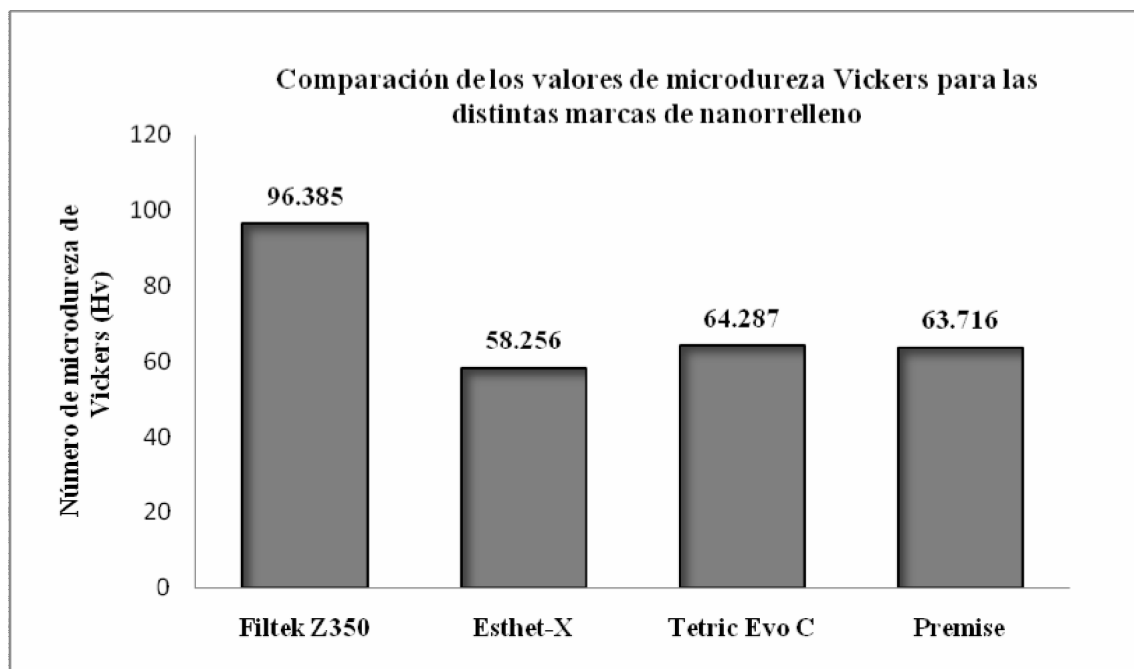
Se analizaron las diferencias existentes en los valores de microdureza Vickers obtenidos por cada una de las marcas comerciales empleadas en este estudio al ser procesadas con diferentes fuentes de fotopolimerización utilizando la prueba Mann-Whitney para muestras independientes, la cual reveló que Filtek Z350, Esthet -X y Premise obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0.05$), manifestando un comportamiento superior al ser polimerizadas con lámpara halógena con un porcentaje de 5.6%, 25.1% Y 9.1% respectivamente; mientras que para Filtek Z250 y Tetric Evo Ceram, se aceptó la hipótesis nula ($P > 0.05$) mostrando una diferencia porcentual del 1.7% y 0.5% favoreciendo a la fuente LED. Estas diferencias pueden apreciarse en la gráfica 15.



Gráfica 15. En este caso podemos apreciar las diferencias existentes entre los valores de microdureza para una misma marca comercial al ser fotopolimerizadas con ambas fuentes.

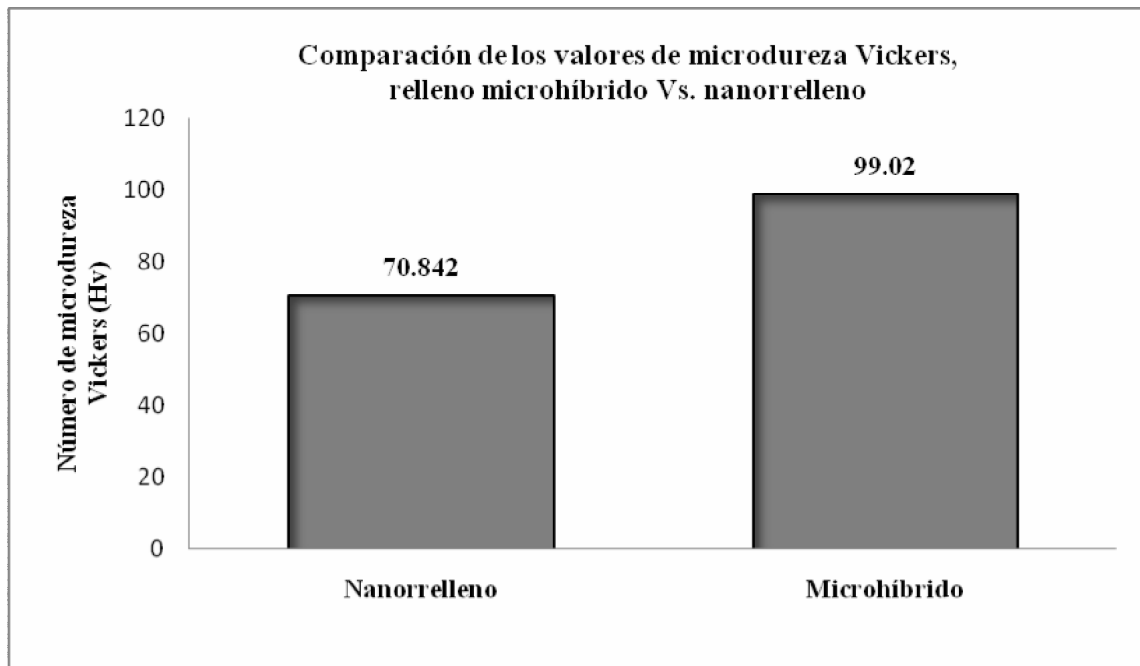
Cabe mencionar que la marca Filtek Z350 y Z250 que pertenecen a la casa comercial 3M ESPE, mostraron valores de microdureza superiores al resto de las casas, aunque entre ellas son sumamente similares, hubo una diferencia del 6.2% entre los grupos de la fuente LED, en donde el grupo de la marca Z250 obtiene valores superiores al grupo de la lámpara halógena, que obtuvo valores ligeramente superiores para la resina de nanorrelleno con un 0.9%.

Para valorar las diferencias existentes entre las resinas de nanorrelleno sin considerar la fuente con las que fueron procesadas las muestras, se empleó la prueba Kruskal - Wallis, la cual dio como resultado $P < 0.05$, con la cual se aceptó la hipótesis de diferencias existentes entre cada una de las marcas, las cuales mostraron claramente que Filtek Z350 obtuvo los mejores resultados de microdureza, seguida de Esthet -X, Premise y finalmente Tetric Evo Ceram. Gráfica 16.



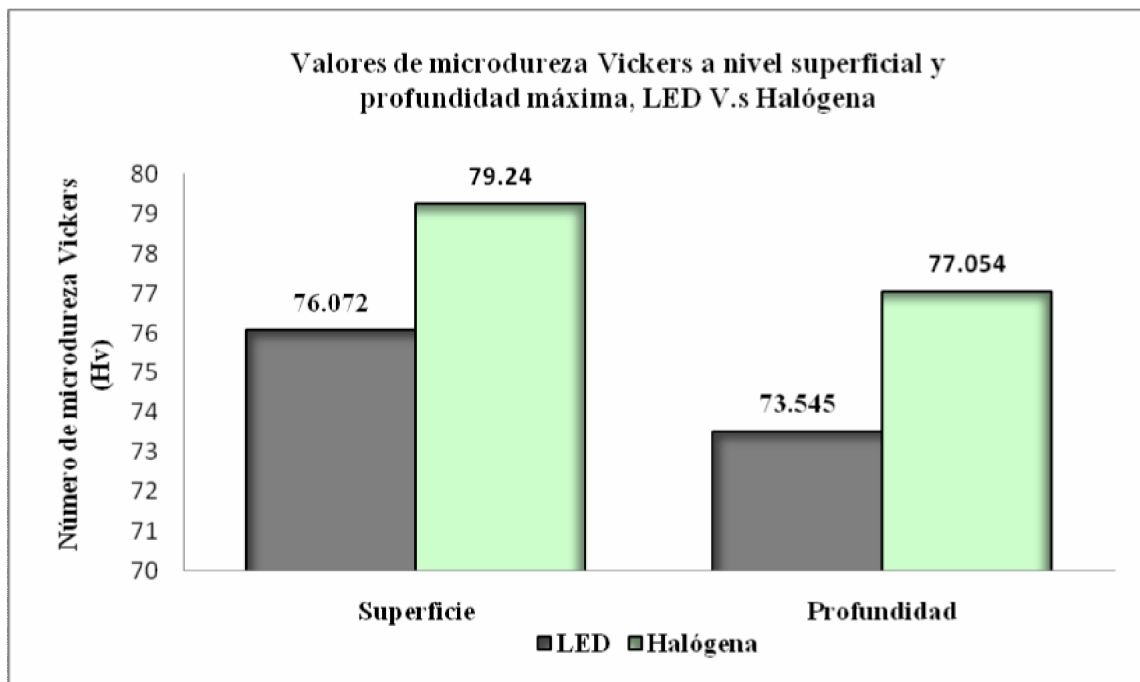
Gráfica 16. En la gráfica se puede apreciar las diferencias existentes entre las marcas de resina de nanorrelleno sin tomar en cuenta la fuente de fotopolimerización empleada.

En el caso de la variable relleno, de igual manera se aplicó la prueba Mann -Whitney para verificar las diferencias existentes. Esta prueba dio como resultado $P < 0.05$ con lo cual se aceptó la hipótesis alterna. Porcentualmente el promedio de dureza para el grupo de relleno microhíbrido fue superior en un 28.4% (gráfica 17).



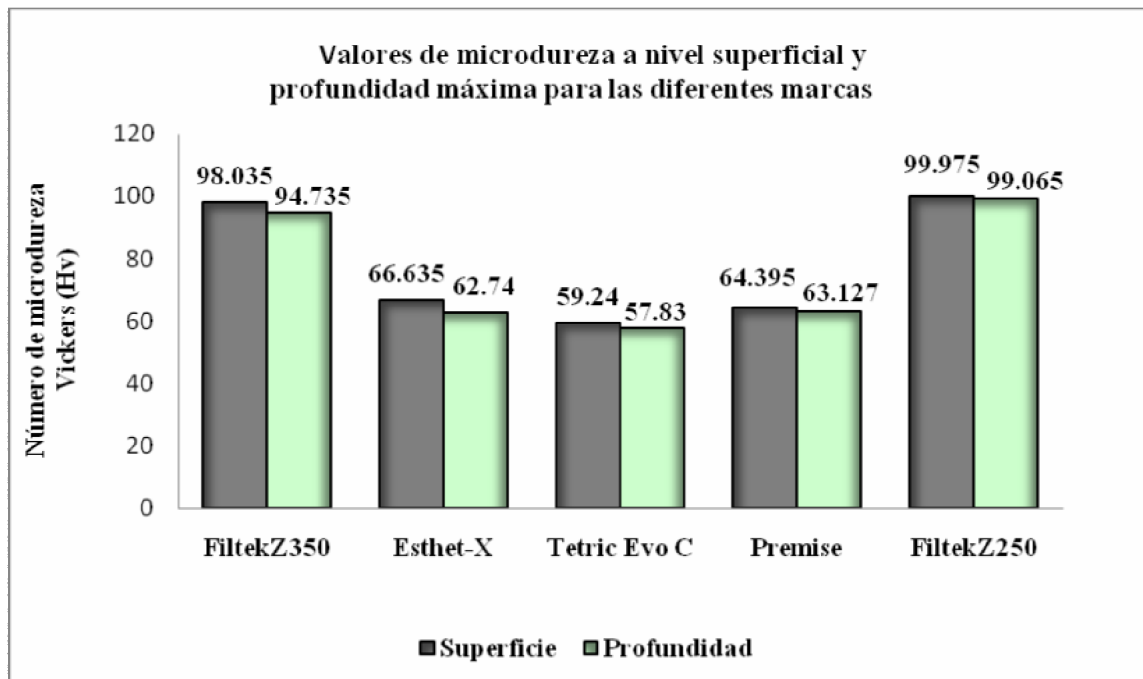
Gráfica 17. En la gráfica se representa la diferencia existente en los valores promedio de microdureza presentados por ambos tipos de relleno.

Se valoraron las diferencias existentes de la dureza superficial con respecto a la profundidad de polimerización máxima establecida por cada uno de los fabricantes utilizando la prueba Mann-Whitney para muestras relacionadas, demostrando que la hipótesis alterna fue aceptada ($p < 0.05$), pudiendo establecer mediante los resultados obtenidos que hubo una disminución en los valores a la profundidad en un 3.0%. Al analizar dichos valores por cada una de las fuentes de fotopolimerización dicha prueba mostró una diferencia estadísticamente significativa, concluyendo que para la fuente LED sus valores fueron menores a la profundidad en un 3.3%, mientras que para la lámpara halógena fue del 2.7%. Cabe destacar, que las muestras procesadas con la lámpara halógena mostraron valores superiores tanto a la superficie como a la profundidad máxima que indica cada fabricante. Gráfica 18.



Gráfica 18. Diferencias existentes en los valores de la superficie con respecto a la profundidad máxima con diferentes fuentes de fotopolimerización.

Como prueba final se valoraron individualmente las diferencias existentes entre la dureza superficial con respecto a la profundidad de polimerización máxima establecida por cada uno de los fabricantes de cada una de las marcas de estudio utilizando la prueba Mann-Whitney para muestras relacionadas, encontrando una para la marca Filtek Z350 y Tetric Evo Ceram hubo una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.05$), porcentualmente del 3.3% y 2.3% respectivamente. Sin embargo, el resto de los grupos, es decir Esthet-X(5.8), Premise (1.9%) y Filtek Z250 (0.9%) no mostrando diferencias estadísticamente significativas ($P > 0.05$), siendo Premise y Filtek Z250 las que obtuvieron los mejores resultados. Gráfica 19.



Gráfica 19. En este caso podemos apreciar las diferencias existentes entre los valores de microdureza para una misma marca comercial a nivel superficial y a la profundidad de fotopolimerización máxima.

DISCUSIÓN

En el año 2007 el gobierno de los Estados Unidos designó 570 millones de dólares a la *National Nanotechnology Initiative* con el objetivo de impulsar el desarrollo de esta ciencia la cual traerá grandes beneficios en diversos campos, como ejemplos tenemos a la medicina y la milicia. "*Al fondo hay espacio de sobra*", esta es la frase celebre del físico Richard Feynman quien introdujo por primera vez el termino "nanociencia". En la actualidad las casas comerciales de productos odontológicos se han dedicado a aprovechar este espacio para incrementar la carga de relleno existente en los composites dentales, prometiendo con ello incrementar las propiedades físicas y estéticas de los mismos, sin tomar en cuenta que al alterar (disminuir) el tamaño de las partículas de relleno, también cambiarán las propiedades ópticas del material y por tanto se verá afectada la calidad de polimerización.

El objetivo del presente trabajo fue evaluar el desempeño de algunas marcas comerciales de resinas de nanorrelleno (Filtek Z350, Esthet -X, Premise y Tetric Evo Ceram) tomando como grupo control una marca de resina con relleno microhíbrido (Filtek Z250), al ser procesadas con los dos tipos de fuente de fotopolimerización mas difundidos en el país (Unidad LED y Lámpara Halógena) en algunas de las pruebas que marca la norma número 27 de la ADA para materiales de relleno a base de resina y la norma E384 de la ASTM para evaluar la microdureza de los materiales.

A través de los años se ha visto que con el incremento de la carga de la fase inorgánica en los composites disminuye la sorción acuosa. Como ya se mencionó anteriormente dicho proceso se ve facilitado por la presencia de microcavidades en la interfase relleno-matriz³⁰, en el presente estudio se encontró una diferencia del 1.8% a favor de las resinas de nanorrelleno (menor sorción) siendo la marca Esthet-X la que presentó el mejor comportamiento. La posible explicación de este fenómeno es que al disminuir el tamaño de las partículas de relleno la unión entre ambas fases se hace más íntima y por tanto el tamaño de los espacios intersticiales es menor, pero no así su número.

En la prueba de solubilidad se encontró que la resina de relleno microhíbrida fue 18.7% mejor que el promedio de las resinas de nanorrelleno, individualmente la resina de nanorrelleno que presentó los mejores valores para esta prueba fue Premise, la cual sólo tuvo $3.282 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Inferimos que esto se debe a que en las resinas de nanorrelleno aumenta el número de espacios intersticiales, las cuales facilitan la penetración de medios acuosos propiciado así la aparición de microfaturas³⁰, dando como resultado la corrosión del material, como así demostrado por Musange y cols³¹ y Didier y cols³⁰, la cual es una corrosión acelerada en espacios angostos causada por los procesos fisicoquímicos denominada corrosión de hendidura¹. El grado de solubilidad estará relacionado con el tamaño del relleno (a menor tamaño mayor solubilidad) por lo tanto teóricamente entre las resinas de nanorrelleno la que tiene un mayor número de partículas con un tamaño más grande es Premise .

Como ya se mencionó anteriormente, el éxito de estos materiales dependerá altamente de la interacción de las características inherentes tanto a la fuente de fotopolimerización como a los materiales. Esta interacción fue mas evidente en la prueba de profundidad de curado y microdureza, debido a que los resultados están íntimamente relacionados con la naturaleza dual (onda-partícula) de la luz, ya que ésta en ocasiones se propagó en forma rectilínea (reflejándose ante materiales opacos y refractándose al cambiar de medios durante se propagación), y en ocasiones como onda debido a la difracción (dispersión y curvado aparente de las ondas al entrar en contacto con un objeto. De estos fenómenos el que tuvo una mayor importancia fue la difracción ya que al parecer el orden de la magnitud de las partículas de relleno es semejante al tamaño de la longitud de onda de la luz de fotopolimerización empleadas en este estudio. Al incidir dichas ondas sobre el material de restauración se enfrentó a aperturas o rendijas formadas por la distribución de las fases orgánica e inorgánica de material, las que separan longitudes de onda que distribuyen de modo continuo atravesando una trayectoria mayor las ondas mas grandes en relación con los obstáculos (relleno)²⁸, es por esto que la mayoría de las marcas comerciales se comportaron aun mejor con la lámpara halógena ya que ésta presenta longitudes de onda mayores a las de la unidad LED. Esto no ocurre con la resina de relleno microhíbrido que presenta partículas con un promedio de $1.6\mu\text{m}$ y la resina de nanorrelleno de la marca

Tetric Evo Ceram de 550nm, es decir existen partículas de relleno mas grandes con respecto a la longitud de onda cualquiera de las dos fuentes, dando como resultado una reflexión parcial de la luz y transmisión del resto a través de los espacios intersticiales (los cuales son de tal magnitud que facilitan el paso de longitudes de onda de 470 nm pero dificultan el paso de aquellas mayores a estas últimas) existentes en la matriz y relleno es por esto que estas marcas se comportan mejor con la fuente LED ya que emite una mayor cantidad de longitudes de onda más pequeñas (470 nm). Además de la presencia de pigmentos y relleno con un tamaño inferior a la longitud de onda de la luz de fotopolimerización que no dificultan su propagación.

El fenómeno de difracción tiene un comportamiento interferencial ²⁹, el cual como ya se dijo la gran cantidad de relleno actúa como rejilla de difracción donde las ondas de luz interactúan entre sí al pasar por ellas (de forma constructiva o destructiva mostrando así variantes de intensidad), por lo tanto el material presentará desventajas desde el momento que inicia la polimerización ya que hay ondas que se anulan, impidiendo así que la luz se distribuya de manera uniforme, dejando espacios sin polimerizar, siendo este fenómeno más marcado en aquellos composites que contienen relleno más pequeño. Tal es el caso de las resinas de nanorrelleno en donde aumenta el número de rejillas de difracción, esto aunado a que al pasar la luz por estos espacios también ocurre el fenómeno de dispersión de las ondas que provoca una atenuación gradual del haz de luz a medida que este viaja por la materia²⁷, lo cual fue comprobado por Poskus y cols³⁷, ya que a medida que la luz atraviesa la resina ésta es dispersada disminuyendo la calidad de polimerización principalmente en aquellos composites con un alto contenido de microrrelleno. Esto puede apreciarse perfectamente al comparar los valores de solubilidad, profundidad de curado y microdureza en los cuales la resina Filtek Z250 obtuvo resultados superiores. Cabe destacar que la resina Premise que se polimeriza en un tiempo de 40 s obtiene una profundidad de curado semejante a la resina Z250 (20 s), esto debido probablemente a que al incrementar el tiempo de exposición aumenta la cantidad de luz transmitida a través de estos espacios, aun así la diferencia entre ambas marcas es de el 3.5% favoreciendo a la resina de microrrelleno híbrido (Filtek Z250). En la prueba de microdureza la resina de la casa comercial 3M ESPE (Filtek Z250 y Z350) presentaron los mejores resultados promedio.

Al realizar la comparación de los valores de microdureza superficial con los de la microdureza a la profundidad de polimerización máxima indicada por el fabricante para la técnica de incrementos pudimos constatar nuevamente que sólo las marcas comerciales Filtek Z250 y Premise mostraron una diferencia mínima, esto a causa que en la marca Filtek Z250 es menor el número de rejillas de difracción debido al tamaño de las partículas de relleno y en la marca Premise al incremento del tiempo de fotopolimerización, lo cual también se relaciono con los valores obtenidos en la prueba de profundidad de curado, aun así los mejores resultados se obtuvieron con la resina microhíbrida (Filtek Z250).

CONCLUSIONES

1.-En las características de profundidad de curado, microdureza y solubilidad la resina de relleno microhíbrido (Filtek Z250) se mostró superior a las cuatro marcas de nanorrelleno empleadas en este estudio.

2.-En el caso de las resinas de nanorrelleno para la prueba de sorción acuosa la marca comercial con los mejores resultados fue Esther -X; para solubilidad y profundidad de curado la marca Premise presentó el mejor comportamiento. Finalmente para microdureza Filtek Z350 se mostró considerablemente superior con un porcentaje 35.5%

3.-Las resinas de nanorrelleno fueron superiores a la resina de relleno microhíbrido en cuestión de sorción acuosa debido a la disminución en el tamaño de los espacios intersticiales existentes entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico.

4.-De manera general las resinas polimerizadas con lámpara halógena fueron superiores en todas las pruebas de este estudio.

5. -En la resina de relleno microhíbrida utilizada en este estudio se obtuvieron mejores resultados para microdureza y profundidad de curado con la unidad LED.

6.-Para el empleo de las resinas de nanorrelleno es recomendable el uso de lámpara halógena como fuente de fotopolimerización debido a las interacciones ocurridas por las características inherentes a ambas partes.

7.-En la prueba de microdureza la diferencia de los valores a la profundidad máxima con respecto a la superficie no fue de gran magnitud (3%) como se reporta en la literatura.

8.-Para que las resinas de nanorrelleno alcancen mejores características con las unidades LED es necesario ampliar el rango de espectro de luz emitida por éstas.

REFERENCIAS

1. Anusavise K 1. Ciencia De Los Materiales Dentales De, Phillips 10^a ed; McGraw - Hill Interamericana; pp. 743; México 2000
2. Chain C. Marcelo, et al. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores; Artes Medicas Latinoamericanas; pp. 176; Brasil 2001
3. Craig G R. Materiales Dentales de Odontología Restauradora Décima edición; Harcourt Brace; pp. 584; España 2003
4. Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi S A Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer. (20) 663 -668; Dent Mater 2004
5. Nomoto R, Asada M, McCabe J. Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. 22 (12): 1155 -1142; Dent Mater 2006
6. Peutzfeld A, Asmussen E. Hardness of restorative resins effect of comphoroquinone, amine and inhibitor. 47: 229-233; Acta Odontol Scand 1989
7. Martin N, Jedyakiewicz N M, Fisher A C. Higroscopic expansion and solubility of composite restoratives. 19: 77-86; Dent Mater 2003
8. Park Y, Chae K, Rawls H. Development of new photoinitiation system for dental light - cure composite resins. 15: 120 - 127; Dent Mater 1999
9. Barceló F H, Palma J M. Materiales Dentales conocimientos básicos aplicados; Editorial Trillas; pp. 250; México 2003
10. Koupis S N, Vercruyse C W, Marks L A. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. 20: 908 -914; Dent Mater 2004
11. http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/tesis/salud/taquino_a_i/cap2.htm ; Julio 2006
12. Beun S, Glorieux T. Devaux J. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. 23 (1):51 -59; Dent Mater 2007

13. Limin Sun, Laurence C Chow. Preparation and properties of nano-sized calcium fluoride for dental applications. Dent Mater; article in press; Available on line 3 may 2007.
14. Nanocomposites with Ca and P04 release: effect of reinforcement, dicalcium phosphate particle size and silanization. Dent Mater. Article in press available online 6 march 2007.
15. Tanoue N, Matsumara H, Atsuta M. The influence of ultraviolet radiation intensity on curing depth of photo-activated composite veneering materials. 25: 770 -775; J Oral Rehabil 1998
16. Bounocore M G, Davila J. Restoration of fractured anterior teeth with ultra -violet light-polymerized bonding materials: a new technique. 86: 1349 –13 54: Am Dent SSOC 1973
17. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. 16 (1): 60 -73; Dent Mater 1997
18. Benett A, Watts D. Performance of two blue light -emitting-diode dental light curing units With distance and irradiation time 20: 72-79; Dent Mater 2004
19. Tsai P, Meyers I, Walsh L. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing units 20: 364 – 369; Dent Mater 2004
20. Tanoue N, Matsumara H, Astuta M. Properties of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo -curing units. 25: 358-364; J Oral Rehabil 1998
21. Miyazaki M, Hattori T, Ichishi Y, Kondo M, Evaluation of curing units used in private dental offices. 23: 50-54; Operative Dentistry 1998
22. Jandt K Mills R, Blackwell G. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). 16:41 -47; Dent Mater 2000
23. Kurachi C, Aparecida M T, Daniel V M, Vanderli S B. Hardness evaluation for a dental composite polymerized with experimental LED based devices. 17:319-315; Dent Mater 2001
24. [http:// Odontologia-online.com/casos/part/MAS/MAS05/mas_0502.htm1](http://Odontologia-online.com/casos/part/MAS/MAS05/mas_0502.htm1); Julio 2006

25. Uhl A, Siguchi B, Jandt K. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. 20: 80-87; Dent Mater 2004
26. Uhl A, Michaelis C, Millis P W, Klaus D, Jane H. The influence of storage and indenter load on Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies 20: 21-28; Dent Mater 2004
27. Bossi B. Fundamentos de Optica; Editorial Reverté S. A.; pp 483; Barcelona 1996
28. Hewitt P G. Física conceptual Segunda edición; Editorial Addison Wesley Longman; pp. 738; México 1998
29. Halliday D. et al. Física Vol. 2 Tercera edición; Compañía Editorial Continental; pp. 691; México 1996
30. Didier D, Gaetano C J. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study: 253-261; Dent Mater 1994
31. Musanje M. S., Darvell B W. Water sorption and mechanical behavior of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. 17:394-40; Dent Mater 2001
32. Vandewalle, KS, Ferracane JL, Hilton TJ. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations 20: 96-106; Dent Mater 2004
33. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. 20: 726-732; Dent Mater 2004
34. American Society For Testing and Materials. ASTM E384: Standard Test Method For Microhardness of Materials. Philadelphia PA: ASTM 1999
35. American National Standard/American Dental Association Specification No. 27: Resin-Based Filling Materials. Chicago 1993
36. Portilla C M. Estadística; Mc Graw-Hill; pp. 126; México 1988
37. Poskus LT, Placido E, Capel PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. 20: 726-732, Dent Mater 1994

