

43
21



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Vº Bº *Quico*

ANALISIS DE RESISTENCIA A LA TENSION
DIAMETRAL DE UNA RESINA COMPUESTA
FOTOPOLIMERIZADA POR TRES DIFERENTES
LAMPARAS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

JUAN DAVID CAZARES BELTRAN

ASESOR: C.D.M.O. JORGE MARIO PALMA CALERO



1 9 9 7

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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.

GRACIAS:

A DIOS POR SER
MI GUÍA EN TODO
MOMENTO DE MI VIDA.

A MI ESPOSA E HIJO POR
SU AMOR Y APOYO QUE ME
BRINDAD.

A MIS PROFESORES:
QUE SIEMPRE ME HAN APOYADO
EN LA REALIZACIÓN DE MI VIDA.

A MIS PADRES:
GRACIELA Y LUIS POR EL
INFINITO E INCONDICIONAL
APOYO Y CARINO QUE SIEMPRE
ME HAN BRINDADO.

A MIS HERMANOS:
POR SU AYUDA Y CARINO.

INDICE.

I. INTRODUCCION.

II. ANTECEDENTES.

1. CARACTERISTICAS GENERALES DE LAS RESINAS.

A) ANTECEDENTES DE LAS RESINAS.

B) QUIMICA Y COMPOSICION DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

2. FUNDAMENTOS DE LOS SISTEMAS DE POLIMERIZACION.

3. PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

4. TIEMPO DE ALMACENAMIENTO DE UNA RESINA COMPUESTA.

5. LAMPARAS DE HALOGENO.

A) CALOR GENERADO POR LAS LAMPARAS DE POLIMERIZACION.

B) EFECTOS DE VOLTAJE SOBRE LA INTENSIDAD DE POLIMERIZACION.

6. ESTUDIOS COMPARATIVOS DE RESINAS COMPUESTAS Y LAMPARAS DE LUZ

VISIBLF.

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

IV. JUSTIFICACION DEL ESTUDIO.

V. HIPOTESIS.

VI. OBJETIVOS

VII. MATERIAL Y EQUIPO.

VIII. METODOLOGIA.

IX. METODOS DE REGISTRO.

X. RESULTADOS.

XI. DISCUSION.

XII. CONCLUSIONES.

XIII. BIBLIOGRAFIA.

I. INTRODUCCIÓN.

En algunos artículos se ha tratado el tema de la resistencia a la tensión diametral de diferentes marcas comerciales de resinas compuestas. Al revisar dichos artículos nació la inquietud de analizar el comportamiento de resinas compuestas en su resistencia a la tensión diametral en base al fotocurado o fotopolimerización con diferentes lámparas. Son muchos los factores que pueden modificar los valores de resistencia física, prometidos por el fabricante de resinas compuestas: uno de esos factores es la magnitud de la energía lumínica y el tiempo de exposición a dicha energía lumínica por una resina fotocurable. Por otro lado es conocido el hecho de que cualquier variación en voltaje y frecuencia del flujo eléctrico que alimenta a la lámpara modificará su eficiencia y que incluso lámparas de diferente marca comercial mostrarán diferencias en la calidad y cantidad de luz. Debido a lo anterior, nos proponemos verificar las alteraciones que pueden presentarse en la resistencia a la tensión diametral en muestras de una misma resina fotopolimerizada por tres diferentes lámparas y de acuerdo a las especificaciones de la Asociación Dental Americana.

II. ANTECEDENTES.

1. Características generales de las resinas.

A) Historia de las resinas.

Es obvia la necesidad de materiales de restauración que tengan la apariencia del tejido dental natural y que se puedan colocar directamente dentro de la preparación cavitaria en una consistencia plástica. El paciente desea restauraciones estéticas, en especial en la porción anterior de la boca; y un material de obturación directa es idónea en cuanto a tiempo requerido y costo.

Se han desarrollado cuatro tipos de materiales para el fin mencionado; 1) silicatos, 2) polímeros acrílicos (sin relleno), 3) polímeros de dimetacrilato que contengan agentes reforzantes inorgánicos (compuestos) y 4) ionómeros para restauración. Los materiales para restauración de silicato se introdujeron a fines del siglo XIX y se emplearon en forma extensa hasta 1970.

Los polímeros acrílicos sin relleno para las restauraciones estéticas directas se introdujeron en 1945 y fueron mejorados hasta que se usaron en forma amplia en la década de los 70's. Los dimetacrilatos compuestos se introdujeron alrededor de 1960 y su uso fue expandiéndose; hoy en día dominan los materiales que se utilizan para las restauraciones estéticas directas. Los ionómeros se introdujeron en 1972 y se han usado en forma primaria para la restauración de áreas cervicales erosionadas.

Resinas compuestas.

El sistema de resinas compuestas es una consecuencia natural de la época de los materiales de resinas acrílicas sin rellenor. Como hemos visto, la dureza y resistencia insuficientes, la facilidad con que se desgastan y el alto coeficiente de expansión térmica de las resinas acrílicas imponen limitaciones evidentes a su utilidad. Por lo tanto, fue preciso buscar polímeros que no presentaran tales inconvenientes y la investigación en este sentido condujo al descubrimiento de las resinas compuestas.

Los trabajos de Bowen son ya clásicos, no porque fue el primero en sugerir el concepto para la odontología restauradora, sino porque contribuyó mucho para caracterizar las resinas y su rellenedor.

El término de compuesto se refiere a una combinación tridimensional de por lo menos los materiales químicamente diferentes con una interface definida separando los compuestos.

El material de resina compuesta para matriz más conocido es el sistema BIS-GMA, aunque actualmente es posible encontrar varias resinas compuestas que utilizan otros tipos, como el dimetacrilato de uretano. La molécula BIS-GMA puede ser sintetizada de diferentes maneras, una de las cuales sería mediante reacción del éter de bisfenol-A (una molécula epoxi) y ácido metacrílico o bien por reacción del bisfenol-A y metacrilato de glicerilo.

Existen diferentes tipos de rellenedores. Con los primeros compuestos se solía utilizar perlas y varillas de vidrio; en la actualidad es más frecuente encontrar cuarzo y vidrio de borosilicato en los productos.

Es evidente que la formulación y elaboración de las resinas compuestas es superior a las resinas acrílicas sin relleno en términos de las pruebas elásticas utilizadas para analizar las propiedades mecánicas y físicas. Así por ejemplo, las resinas compuestas son más duras, más fuertes y más rígidas y poseen un coeficiente de expansión térmica más bajo.*

B) Química y composición de las resinas compuestas.

Es importante examinar la química y composición de las resinas compuestas, pues son conocimientos fundamentales para poder comprender su comportamiento clínico.

Las resinas compuestas están formadas de por lo menos dos fases, una fase dispersa de gran fuerza y otra fase matriz de fuerza menor; las propiedades del compuesto son intermedias a las de las dos fases. La composición de las resinas dentales compuestas pueden subdividirse en fase matriz, fase dispersa y fase interfacial superficial entre estas dos. La fase matriz consiste en polímeros y residuos de monómeros, compuestos orgánicos utilizados como reguladores de viscosidad, inhibidores de la polimerización para asegurar tiempo de almacenamiento adecuado, iniciadores

químicos (generalmente llamados catalizadores) y aceleradores, así como fotoactivadores de la luz ultravioleta y luz visible. La fase dispersa suele contener micropartículas o partículas coloidales y también partículas de polímeros.

La fase interfacial está formada por un agente de enlace como un organosilano que contiene grupos funcionales que unen a la fase dispersa y matriz. La adherencia de esta fase interfacial a las otras dos fases es primordial para la producción de un compuesto que tenga propiedades intermedias a las de la fase dispersa, quebradiza y de mayor fuerza y la fase matriz de menor fuerza.

El BIS-GMA se forma a partir de tres monómeros polimerizados juntos y técnicamente es un oligómero (oligo es un término griego que quiere decir pequeño). Se trata de una resina viscosa que se utiliza por lo general con una resina de menor molécula como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGMA) para disminuir su viscosidad. El BIS-GMA tiene dobles enlaces reactivos en ambos extremos, al igual que el TEGMA. Ello lo convierte en monómeros difuncionales. Cuando estos dos monómeros polimerizan juntos se obtiene un

polímero fuertemente entrecruzado. Este copolímero es la matriz de resina que se utiliza con mayor frecuencia en los composites actuales.

Los composites generalmente constan de una matriz de resina, partículas de relleno, iniciadores de la polimerización y pueden contener agentes de acoplamiento.¹⁵

Iniciadores de la polimerización.

La polimerización del BIS-GMA puede llevarse a cabo por cuatro vías diferentes. En los sistemas activados por calor, el peróxido de benzoilo se divide en radicales libres por acción térmica. En sistemas activados químicamente, el peróxido de benzoilo se divide en radicales libres por acción de una amina aromática terciaria (que actúa, como un dador de electrones).

En los sistemas activados por luz ultravioleta, una fuente de luz ultravioleta de 365 nanómetros divide al éter metilbenzónico (en cantidades de 0.2 %) en radicales libres y en ausencia de las aminas terciarias. En los sistemas de luz visible, una fuente de luz de 420 a 450 nanómetros excita

una canforoquinona (0.2 a 0.06 %) u otra diquetona, hasta que interacciona con una amina terciaria no aromática (alifática) como el N, N-dimetilamincetilmetacrilato (0.1 % ó menos). La canforoquinona, junto con la amina terciaria, comienza una reacción de radical libre. Algunos fabricantes utilizan una amina aromática, que es más reactiva y permite utilizar menos concentración de canforoquinona (por ejemplo Bivalent). Esta combinación conduce a un menor aclaramiento por la quinona y por consiguiente produce menos cambios de color durante la polimerización. No se ha estudiado hasta el momento si esta combinación tiene efectos positivos sobre la estabilidad del color a largo plazo. En los sistemas de polimerización química los productos que inician la polimerización estan por lo general separados en dos partes y cuando estas se mezclan comenzará el proceso de polimerización. En los sistemas activados por luz, tanto en antiguos sistemas de luz ultravioleta como en los actuales de luz visible, todos los productos que inician la polimerización están en una pasta y la polimerización comienza en presencia de luz.¹

2. Fundamentos de los sistemas de polimerización.

La denominación más correcta de los materiales dentales conocidos como resinas es la de polímeros. Estos materiales se introdujeron por primera vez en Odontología en 1937 en forma de polímeros acrílicos.

Los polímeros son moléculas formadas por la unión de monómeros idénticos. Poli quiere decir "varios", y mono "uno". Por consiguiente Poli (metacrilato) es un polímero formado por muchos monómeros de metacrilato. Los polímeros también pueden estar formados por una mezcla de diferentes monómeros. En general, si dos o más monómeros diferentes polimerizan juntos, el material resultante se denomina copolímero. Las propiedades físicas de un copolímero no se deben sólo a los monómeros que lo forman, sino también a cómo se han unido entre ellos (polimerizado).

Todos los monómeros contienen por lo menos un doble enlace de carbono y se transforman en polímeros o copolímeros gracias a sistemas de iniciación. El resultado inmediato de los sistemas de iniciación es la formación de un radical libre. Un radical libre es un compuesto con un electrón libre. Este electrón libre convierte al radical en muy reactivo.

Cuando un radical libre se encuentra con un doble enlace (C=C) de un monómero se une con uno de los electrones del doble enlace, dejando libres a los demás elementos de par. De este modo, el monómero de resina se convierte en un radical libre que puede reaccionar con más monómeros. Este proceso continúa teóricamente hasta que todos los monómeros han polimerizado.

Tras la polimerización resultan tres tipos básicos de estructuras tridimensionales. Un polímero puede ser lineal, ramificado o de cadenas cruzadas. Los polímeros lineales forman simplemente largas cadenas que por lo general están formadas de monómeros simples. Un ejemplo de estos son los polimetacrilatos. Los polímeros ramificados contienen un segundo monómero que formará las ramificaciones. Los polímeros de cadenas cruzadas contienen un monómero difuncional con dobles enlaces en ambos extremos que pueden unirse a dos ramas lineales. Dos ramas unidas forman una cadena cruzada. En general los polímeros de cadenas cruzadas son más viscosos y contienen menor absorción de agua.^{1,3}

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones de condensación o por simples reacciones de adición. Si la polimerización se realiza por reacciones de condensación, el proceso se denomina

polimerización por condensación. Si la polimerización se produce por una reacción de adición, tiene lugar la polimerización por adición.

Polimerización por condensación.

Las reacciones que produce la polimerización por condensación se desarrollan gracias al mismo mecanismo que las reacciones químicas similares entre dos moléculas simples. Los compuestos primarios reaccionan con la formación de productos laterales tales como agua, ácidos halógenos y amoníaco. La estructura de los monómeros es tal que el proceso puede repetirse y da lugar a macromoléculas. Sin embargo los meros (unidades que se repiten) contienen menor cantidad de átomos que el monómero original.

Las resinas por condensación son, pues, aquellas en las que:

- 1) la polimerización va acompañada por la eliminación de moléculas pequeñas
- 2) los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero.

En la actualidad, las resinas por condensación no son de uso extenso en odontología para restauraciones o aparatos protéticos.

Polimerización por adición.

Todas las resinas de uso difundido en odontología en la actualidad son producto de la polimerización por adición. En realidad este tipo de polimerización es tan común que muchas veces la palabra polimerización usada sola implícitamente significa polimerización por adición. A diferencia de la polimerización por condensación no hay cambio de composición; las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómero, sin cambio de composición, pues el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas. Es decir, la estructura del monómero está representada muchas veces en el polímero. Este producto no da productos laterales.

En contraposición con la polimerización por condensación, aquí se forman moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Comenzando de un centro activo, incorpora monómero por vez y arma una cadena que, en teoría, puede seguir creciendo indefinidamente, hasta que lo permita el aporte de unidades constructivas. El proceso es simple, pero no es fácil de regular.¹⁵⁻¹⁷

3. Propiedades de las resinas compuestas.

Ni los acrílicos sin relleno ni las resinas compuestas de microrelleno son radiopacas, ya que el primero no contiene y el último está relleno con sílice coloidal. Debido a que los números atómicos del silicio o del oxígeno no son lo suficientemente altos para atenuar los rayos x, el sílice no es radiopaco. Las resinas compuestas convencionales pueden ser radiopacas si usan vidrios de metales pesados como relleno, pero no lo son si se usa cuarzo; además al mezclarse pueden ser radiopacas si hay suficiente vidrio de metal pesado como el silicato de bario.

Si la extensión del desgaste abrasivo es mínimo el relleno es mayor, más duro y más grueso. Sin embargo, las partículas de relleno más gruesas causaran superficies más rugosas cuando se terminan los materiales con procedimientos clínicos.

La resistencia de unión al esmalte resulta de la penetración al esmalte grabado con ácido mediante la matriz del polímero. La resistencia de la unión resulta de la fractura por tracción de la resina compuesta, y por

tanto las resistencias de unión más altas son para los materiales con relleno.

El coeficiente lineal de expansión térmica es el más bajo para las resinas compuesta convencionales, le siguen las resinas compuestas de microrelleno y los acrílicos sin relleno. Los valores para las resinas compuestas mezcladas son ligeramente menores ($60 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$) que para los materiales de microrelleno. El valor correspondiente para la porción coronal de los dientes es alrededor de ($11 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$). De este modo, en ausencia de adhesión química de resinas compuestas a los dientes, se esperaría penetración marginal de la saliva cuando ocurren cambios de temperatura en la boca y sería menor con las resinas compuestas convencionales, seguidas por las resinas compuestas de microrelleno y los acrílicos sin relleno. La penetración marginal se controla mediante grabado con ácido del esmalte, penetración de la resina compuesta dentro de las rugosidades formadas y diseño adecuado de la cavidad.

La sorción de agua de las resinas compuestas es considerablemente menor que para los acrílicos y los valores para las resinas compuestas convencionales son menores que para las resinas compuestas de microrelleno.

Las muestras de acrílico alcanzan la absorción de agua en 24 hrs en tanto que las resinas compuestas absorben la mayor cantidad de agua en los primeros siete días pero continúan absorbiendo agua lentamente durante un mes o más.

Las propiedades mecánicas de resistencia a la compresión, límite elástico, resistencia a la tracción y el módulo elástico en las resinas compuestas son más altas que las del acrílico y de estas las resinas compuestas convencionales son más altas que las resinas de microrelleno para propósito de comparación, las propiedades mecánicas de las resinas compuestas mezcladas son similares a las del tipo de microrelleno, las resistencias a la compresión del esmalte y la dentina son alrededor de 60,000 y 40,000 psi, las resistencias a la tracción son de 1,500 y 7,500 psi y los valores del módulo elástico son de 2.7×10^{-6} y 12×10^{-6} psi. De este modo las resinas compuestas convencionales tienen una resistencia a la compresión más baja, una resistencia a la tracción más alta y un módulo elástico más bajo que el esmalte natural.

A pesar de que las propiedades de resistencia de las resinas compuestas son más altas que las de los acrílicos, la tendencia de las

resinas compuestas a la elongación (o deformación) para fracturarse es mucho menor.

La flexibilidad de, o la energía requerida para fracturar un material se relaciona con el esfuerzo y la elongación. Puesto que esta última en los acrílicos es mucho más alta que para las resinas compuestas, la flexibilidad del acrílico es mayor que para las resinas compuestas. Como resultado, las resinas compuestas son más frágiles que los acrílicos y por eso todavía se usan estos para reparar los ángulos incisales fracturados de los dientes anteriores en niños cuando esta región sufre un traumatismo.¹¹

4. Tiempo de almacenamiento de una resina compuesta.

Se ha demostrado en algunas investigaciones que el tiempo de almacenamiento prolongado de una resina compuesta afecta directamente algunas de sus propiedades físicas y mecánicas. En un estudio realizado por Cees de Lange, J. Robert Bausch y Carel L. Davidson, demuestra que la proporción de fortalecimiento y la última resistencia de la resina compuesta depende del tiempo de almacenamiento del material al polimerizarlo. Esto es que probablemente las propiedades están relacionadas a la concentración de un efectivo iniciador al momento de uso. En cuanto a la resistencia de la

tensión diametral, se descubrió que puede haber una reducción del 20 % en una almacenamiento prolongado del material.¹³

5. Lámparas de halógeno.

El fraguado de los composites actuales puede lograrse con cualquier tipo de lámpara halógena comercializada. Las diferencias básicas entre las distintas unidades de polimerización son la profundidad de fraguado efectivo que logran, el diámetro del extremo de la lámpara, la cantidad y diversidad de aditamentos que acompañan a la lámpara y el calor que genera sobre el diente durante la polimerización la mayoría de los equipos actuales utilizan focos de proyección de luz corriente. Para asegurar la longitud de onda de luz apropiada para la polimerización (470 nanómetros) se utilizan filtros metálicos especiales. La calidad de los cables también difieren de una lámpara a otra y esto puede ocasionar diferencias en la efectividad, cuando la fuente de luz sea idéntica.

Existen tres tipos básicos de fuentes de polimerización por luz visible: las lámparas tradicionales de manguera, las lámparas tipo pistola y las unidades de pieza de mano.

Lámparas tradicionales de manguera.

En estos sistemas, casi todos los elementos funcionales están en una caja y la luz es transmitida hasta el paciente por un cordón de fibra óptica. Algunas de estas lámparas se activan desde el extremo de la manguera de manera que el operador no ha de desplazarse hasta la caja para accionar el dispositivo.

Las ventajas de estas lámparas son principalmente su mayor economía frente a otros tipos, y que precisamente los elementos funcionales, incluido el ventilador, queda fuera del campo de trabajo.

El hecho de que muchas de ellas no se pueden accionar desde el extremo de la manguera, y que por lo general se presentan con puntas de diámetro pequeño, son sus mayores desventajas. Además, en el sistema de manguera los

ases de fibra óptica pueden romperse con el tiempo y requerir un cambio periódico.

Lámparas de pistola.

En este tipo de pistolas la fuente de luz se halla en un elemento pistola de mano. La luz se transmite a través de un pequeño cordón de fibra óptica o vástago de cristal que forma el cañón de la pistola. Por lo general, la pistola está unida por un cordón a un soporte de mesa o de pared que contiene el transformador necesario para que funcione la luz.

Las ventajas de estas lámparas son principalmente que se activan desde la misma pistola y que generalmente sus extremos son de mayor diámetro, sin que ello afecte la intensidad de la luz. Por otra parte, como son de menor tamaño, son también más manejables y fácilmente transportables. A diferencia del sistema de manguera, la posibilidad de deterioro de las fibras ópticas es muy baja ya que el cañón suele ser rígido.

Una de las principales desventajas de estos sistemas radica en la instalación del ventilador en la propia pistola, que si por un lado puede producir un ruido molesto, por otro lado es posible que no tenga suficiente capacidad para mantener el sistema refrigerado por espacios largos de tiempo, dando como resultado un excesivo calentamiento de la pieza. Igualmente la pistola es más pesada y más aparatosa que las mangueras tradicionales, y, por último, son por lo general, de costo más elevado.

Aditamentos para polimerización.

Ajustable a las piezas de mano de fibra óptica.

Este tercer tipo de sistema consiste en un aditamento para pieza de mano de fibra óptica. En estos aditamentos el extremo es de diámetro semejante o incluso menor que el de las mangueras. Por otra parte, y a diferencia de estas, las unidades de mano generan gran cantidad de calor en el diente, sobre todo porque la mayoría no lleva filtros de luz incorporados.

Sus ventajas son principalmente la economía cuando ya se posee una pieza de mano de fibra óptica, pues sólo ha de añadirse el aditamento.

Además son pequeñas y no necesitan instalación especial en el entorno del gabinete dental. Las principales desventajas de este sistema son el excesivo calor que pueden producir; que generalmente tienen un extremo de diámetro más pequeño y que la fuente de luz es menos intensa. Además, los cordones de fibra óptica pueden sufrir un deterioro con el tiempo.'

A) Calor generado por las lámparas de polimerización.

Todas las lámparas halógenas de uso dental generan calor en mayor o menor cantidad, dependiendo de la longitud de onda y la intensidad de luz que emitan. A intensidad similar se genera mayor cantidad de calor por unidad de superficie cuánto mayor sea la longitud de onda. Sin embargo, la cantidad de calor generada no guarda relación con la capacidad de polimerización del sistema. La cantidad de luz azul y de longitudes de onda más largas que generan las distintas unidades de polimerización es muy variable.

Con el objeto de eliminar las distintas longitudes de onda dentro de la luz visible que no son necesarias para la fotopolimerización, las

lámparas son dotadas de filtros que permiten el paso a la luz con longitud de onda, que van de los 400 a los 500 nanómetros correspondiente a la luz de color azul, mientras más selectivo sea el filtro las longitudes de onda serán más exactas.

Además de la longitud de onda, hay otros factores que intervienen en la polimerización por la luz visible: el poder de la lámpara expresado en watts; así como el tiempo de exposición. Es sabido que el proceso de polimerización conlleva al desprendimiento de calor. Este calor lesiona la pulpa, por lo general es deseable cuantificarlo.

Esta información no se encuentra reportada por los fabricantes y en la literatura científica aparecen pocos artículos. Por este motivo es importante determinar la cantidad de calor que generan nuestras lámparas de halógeno para fotopolimerizado.¹⁶

B) Efectos del voltaje sobre la intensidad de polimerización.

El voltaje de la línea de conexión influye generalmente sobre la intensidad de la mayoría de las lámparas de halógeno. Se trata del voltaje que se mide en un receptáculo eléctrico (enchufe). En la mayoría de las comunidades de E.U. el voltaje se mantiene constante a 115 voltios. Sin embargo en algunas áreas con frecuencia se sufren fluctuaciones de voltaje de 10 a 15 voltios. Por otra parte, es difícil mantener constante el voltaje, ya que es ligeramente menor cuanto mayor es la distancia al transformador más cercano. Así que las viviendas más cercanas al transformador tendrán mayor voltaje que las situadas a mayor distancia. El voltaje es como la presión de agua o de aire; cuánto más larga la línea menor la presión en el extremo contrario.

Una caída de voltaje de sólo un 10 % puede significar una reducción en la intensidad de polimerización de un 40 % y esto a su vez podría resultar una infrapolimerización de la restauración, así como una limitación en la profundidad de polimerización. Para evitar estos problemas, algunas unidades llevan incorporados reguladores de voltaje. Así pues, estas serán las unidades de elección para aquellos profesionales que trabajan en zonas con continuas fluctuaciones de voltaje.

6. Estudios comparativos de resinas compuestas y lámparas de luz visible.

Varios sistemas están disponibles en el mercado con diferencias mínimas en los materiales de resinas compuestas y en el diseño de la fuente generadora de luz visible.

Por la realización del beneficio óptimo de cada una de las características del material, tomando en consideración el factor económico, un estudio con una máquina de pruebas fue llevado a cabo para investigar el efecto de algunas de las fuerzas de luz disponibles, sobre las propiedades físicas del compuesto restaurador correspondiente. Esta investigación fue realizada por M. A. Bassiouny y H. Paradee.

Cuatro sistemas compuestos de luz visible (Prismafil, Visiodispers, Visafil, Heliosit) fueron evaluadas. Un compuesto curado químicamente Spectrabond, fue usado como un control.

Los especímenes fueron preparados para pruebas de compresión y de la resistencia a la tensión diametral, aspereza superficial y absorción de

agua. El tiempo de exposición fue de (10, 20 y 40 seg.) y el efecto en las propiedades de los especímenes evaluados fueron también registrados. Los materiales fueron curados por todas las fuerzas de luz probadas.

Los resultados indicaron una diferencia altamente significativa entre los valores de los sistemas comparados por cada una de las propiedades probadas, la variedad de análisis indicó que existe una diferencia altamente significativa con la máquina de pruebas en el material, se siguieron las instrucciones del fabricante en el tiempo de curado. Se presentaron variaciones que se obtuvieron con el tiempo produciendo significativos valores más altos en favor de más tiempo de fotocurado.⁶

En cuanto a la investigación sobre resinas compuestas en cuanto a sus propiedades físicas y mecánicas en donde está incluida la resistencia a la tensión diametral se realizó una investigación por J. B. Dennison y R. G. Craig.

Cuatro resinas compuestas comercialmente disponibles fueron usadas en varios aspectos de este estudio. Adaptic y Concise con sistemas de dos pastas fueron usadas en montos iguales por volumen. Blendant es un sistema

de pasta líquido. DFR es un sistema polvo líquido. Servitron una resina de metil metacrilato sin relleno activado por un ácido sulfínico. fue mezclado en una loseta. Mezclado y colocado cada material fue llevado a cabo de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Las fuerzas masticatorias inducen no sólo tensiones compresivas en restauraciones dentales sino también varias cantidades de tensión y de resistencia al corte. Los valores que se obtuvieron en esta investigación indican que los compuestos tienen alrededor del doble de la fuerza de tensión de las resinas sin relleno. El incremento de las fuerzas de tensión mostradas por los composites no es tan grande como el incremento de las fuerzas de compresión, pero puede proveer una mejor estimación clínica de potencial de fractura."

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El fotopolimerizado de los composites actuales pueden lograrse con cualquier tipo de lámpara halógena comercializada para tal efecto. Las diferencias básicas entre las distintas lámparas de fotopolimerización son la profundidad de polimerización, la cantidad de calor, la intensidad y los diversos aditamentos que acompañan a la lámpara. La calidad de los cables también difieren de unas lámparas a otras y esto puede ocasionar diferencias en la efectividad de la luz; y esto puede traducirse en una diferencia de resistencia a la tensión diametral.

Debido a las diferencias que puedan existir entre una lámpara y otra, lo más recomendable sería utilizar lámparas y resinas fabricadas por la misma marca comercial cosa que sería muy difícil; implicaría tener en nuestro consultorio tres o cuatro lámparas de diferentes marcas comerciales y esto sería un verdadero problema debido a la situación económica que padece nuestro país.

IV. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

No hay que olvidar que a la lámpara de halógeno es hoy en día un elemento importante en el consultorio dental, por lo que la decisión a la hora de comprar determinada lámpara ha de tomarse cuidadosamente. Además, ha de considerarse como una inversión a largo plazo, ya que se utilizará casi diariamente durante años. Por lo tanto lo analizado anteriormente reviste especial importancia en nuestra investigación.

De esta forma el cirujano dentista podrá obtener un elemento comparativo entre las tres marcas comerciales que se integrarán en nuestra investigación para poder elegir la mejor en caso de haber diferencias en los resultados.

V. HIPOTESIS.

El uso de tres diferentes marcas de unidades de fotopolimerización odontológica provocará modificaciones en los valores de resistencia a la tensión diametral de una misma marca de resina.

VI OBJETIVOS.

1. Objetivo general.

Determinar la influencia que sobre la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta, tiene el hecho de usar distintas marcas comerciales de fotopolimerización.

2. Objetivos específicos.

Preparar las muestras con resina compuesta de acuerdo a la especificación número 27 de la Asociación Dental Americana empleando tres diferentes lámparas.

Someter las muestras a las cargas tensoras en la máquina de pruebas Frank.

Registrar los datos de cada muestra de acuerdo a su resistencia de tensión diametral y comparar los resultados para verificar si hubo diferencias en los datos de cada una.

Verificar si se obtuvieron las medidas mínimas de resistencia de la tensión diametral especificadas por la Asociación Dental Americana.

VII. MATERIAL Y EQUIPO.

Dos jeringas de resina compuesta de la marca comercial Silux-Plus de 3M Co.

Una lámpara de halógeno, marca comercial Translux Kulzer.

Una lámpara de halógeno, marca comercial Omega.

Una lámpara de halógeno, marca comercial Visilux-2.

Dos losetas de vidrio de 50x50 mm de cada lado y 2 mm de altura.

Dos hacedores de muestra (anillo de acero inoxidable aproximadamente 7 mm de altura y 20 mm de diámetro exterior, con un grosor para las muestras de 3 mm y un diámetro de 6 mm).

Un separador (Tolueno en cera microcristalina sol., 100 mm de Tolueno y 3 gr. de cera microcristalina).

Quince frascos .

Agua destilada.

Polvo de carburo de silicio de grano 240 y agua.

Paralelizador de muestras.

Una caja ambientadora.

Papel absorbente.

Unas tijeras.

Una espátula de plástico.

Maquina de pruebas Frank.

VIII. METODOLOGÍA.

Antes de la elaboración de los especímenes se midió la longitud de onda y la cantidad de calor que generó en ese momento cada una de las lámparas que se utilizaron en la investigación.

Para el desarrollo de esta investigación se obtuvieron especímenes de acuerdo a la especificación número 27 de resinas compuestas de la Asociación Dental Americana.

Una pequeña medida de material de resina se colocó en un anillo de acero inoxidable (de 3 mm de alto y 6 mm de diámetro interior), antes de colocar el material el molde se colocó sobre una loseta de vidrio. Otra loseta de vidrio se colocó en la parte alta del molde y las losetas se presionaron ligeramente por medio de unas pinzas o abrazaderas, cubriendo previamente el molde de acero con un lubricante no reactivo evitando que el espécimen se adhiriera (fig. 1).

Se colocó la punta de salida de la fuente de energía externa contra la loseta de vidrio y se irradió el espécimen por el tiempo recomendado por el fabricante del material. Se invirtió el molde y se irradió el otro extremo del espécimen, (el tiempo de exposición de la energía externa fue de 40 seg. en cada superficie del espécimen) (fig. 2).

Dos minutos después del comienzo de la muestra el molde se colocó en un ambiente a 37° C y 5 % de humedad relativa, dejándose reposar por 15 min. El molde se removió y los extremos se paralelizaron con grano de carburo de silicio y agua. El espécimen fue expulsado del molde y colocado en agua destilada a 37° C por 24 hrs.

Después de las 24 hrs. de la mezcla, el espécimen se transfirió a las platinas paralelas de la máquina de pruebas Frank. Se insertó entre las platinas de la máquina un pedazo pequeño de papel absorbente (aprox. 5 mm de espesor) humedecido con agua, cubriendo cada lado del espécimen.

El espécimen fue sometido a una carga continua con una compresión de 1 cm/min. hasta el punto de su rompimiento (fig. 3).

La resistencia de la tensión diametral se calculó con la siguiente fórmula:

$T_s = 2P/DL$ donde

T_s = Resistencia diametral tensora.

P = Libras de fuerza en el momento de la fractura (carga).

D = Diámetro de la fuerza.

L = Longitud de la muestra.

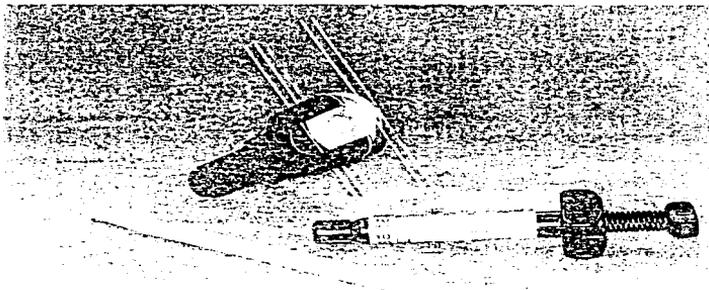


Figura 1

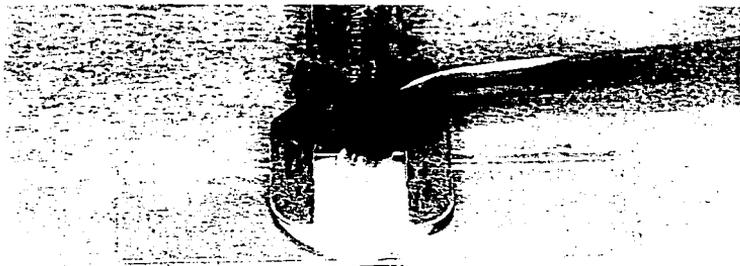


Figura 2.

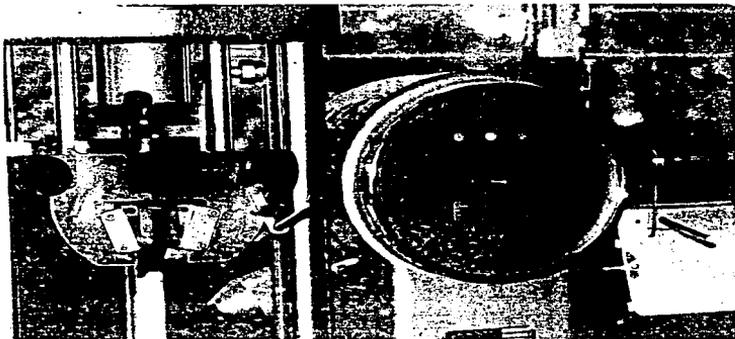


Figura 3.

IX. MÉTODOS DE REGISTRO.

Para su estudio las muestras se organizaron en tres grupos:

- A) Grupo I.- Conformado por cinco muestras, fotopolimerizadas por una lámpara de halógeno de marca comercial Kulzer y se utilizó una resina compuesta de marca comercial Silux-Plus 3M Co.
- B) Grupo II. Conformado por cinco muestras, fotopolimerizadas por una lámpara de halógeno de marca comercial Omega y se utilizó una resina compuesta de marca comercial Silux-Plus 3M Co.
- C) Grupo III. Grupo conformado por cinco muestras, fotopolimerizadas por una lámpara de halógeno de marca comercial Visilux-2 y utilizando una resina compuesta de marca comercial Silux-Plus 3M Co.

X. RESULTADOS.

Los valores de la longitud de onda (cantidad mínima 300 $\text{m}\mu/\text{cm}^2$) y la cantidad de calor (cantidad mínima 50 $\text{m}\mu/\text{cm}^2$) que generaron las lámparas fotopolimerizables, la lámpara que obtuvo las cantidades más cercanas a los valores ideales fue la lámpara Visilux-2 y la que obtuvo los valores menos ideales fue la lámpara Omega.

El Grupo I obtuvo la media más alta que fue fotopolimerizado por la lámpara Visilux-2, que a su vez obtuvo el valor más alto en el análisis de varianza, obteniendo una mayor desviación estándar.

El Grupo II fotopolimerizado por la lámpara Translux de Kulzer obtuvo valores similares al del Grupo I, con un porcentaje mínimo de diferencia.

El Grupo III fotopolimerizado por la lámpara Omega obtuvo la media más baja, obteniendo a su vez la varianza y la desviación estándar más baja.

I. Tablas.

GRUPO I.

**Resultados de la resistencia a la tensión diametral
fotopolimerizados por la lámpara Vislux-2.**

Número de muestra	Resistencia soportada en MPa.
1	39.87*
2	49.24
3	49.93
4	55.48
5	47.16

* No se tomó en cuenta en el análisis.

Media = 50.45

Desviación estándar = 3.55

Varianza = 12.61

GRUPO II.

Resultados de la resistencia a la tensión diametral
fotopolimerizados por la lámpara Translux Kulzer.

Número de muestra	Resistencia soportada en MPa.
1	36.41*
2	48.54
3	45.42
4	50.62
5	43.34

* No se tomó en cuenta en el análisis.

Media = 46.98

Desviación estándar = 3.23

Varianza = 10.45

GRUPO III.

Resultados de la resistencia a la tensión diametral
fotopolimerizados por la lámpara Omega.

Número de muestra	Resistencia soportada en MPa.
1	36.75
2	38.14
3	36.41
4	39.53
5	37.45

Media = 37.65

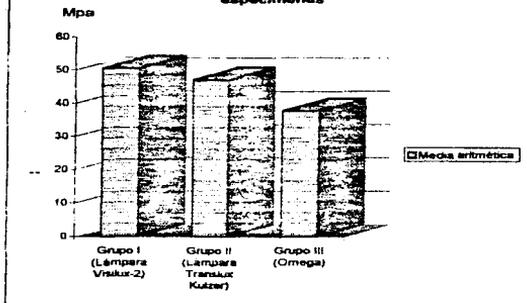
Desviación estándar = 1.24

Varianza = 1.53

CANTIDADES DE LONGITUDES DE ONDA
Y CANTIDAD DE CALOR GENERADAS POR
LAS LAMPARAS FOTOPOLIMERIZABLES.

Lámparas Fotopolimerizables	Cantidad de Calor en mW/cm^2	Longitud de onda en $m\mu/cm^2$
VISILUX-2	70	400
Translux Kutzer	100	200
Omega	300	100

GRÁFICA
Momento de fractura de los tres grupos de
especímenes



XI. DISCUSIÓN.

La resina compuesta fotopolimerizada por tres diferentes lámparas, resultó tener una variación significativa de valores de resistencia a la tensión diametral entre los tres grupos de especímenes.

El grupo que obtuvo una diferencia de valores más significativa fue en la que sus especímenes fueron fotopolimerizados por la lámpara que obtuvo las cantidades de calor y longitud de onda más desfavorables para una óptima fotopolimerización de resina, siendo ésta la lámpara Omega (Grupo III). Los grupos que obtuvieron valores similares o con poca diferencia estadística (Grupo I y II) fueron fotopolimerizados sus especímenes por las lámparas Visilux-2 y Translux Kulzer que a su vez fueron las lámparas que obtuvieron cantidades de calor y longitud de onda más favorables para una óptima fotopolimerización.

Con dichos resultados, nos damos cuenta que si influye la calidad de nuestras lámparas fotopolimerizables y también que se encuentran en buenas condiciones cumpliendo con los valores mínimos de cantidad de calor y

longitud de onda que generan. Cumpliendo dichos valores obtendremos mejores resultados de resistencia a la tensión diametral de la resina en que estés se utilicen.

XII. CONCLUSIONES.

En esta investigación, se realizaron todos los objetivos planeados, se obtuvieron las muestras de acuerdo a la especificación número 27 de la Asociación Dental Americana fotopolimerizándose por tres lámparas de diferente marca comerciales; se sometieron las muestras a cargas tensoras con una máquina de pruebas y se registraron los valores de cada uno de los especímenes.

Todos los especímenes alcanzaron los valores mínimos de resistencia a la tensión diametral.

Los resultados de cada grupo fueron variables, teniendo uno de estos grupos una diferencia de valores significativa.

Obteniendo los resultados y verificándolos entre los tres grupos de especímenes nos damos cuenta que se comprobó la hipótesis, ya que debido a la utilización de lámparas de diferente marca comercial en la

fotopolimerización, hubo diferencias en los valores de resistencia a la tensión diametral de la resina compuesta.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

XIII. BIBLIOGRAFIA.

1. Albers F. Harry. Odontología Estética. Pp. 18-76. 1ª edición. 1988
Ed. Labor.
2. American National Standar/American Dental Association. "Especificación
No. 27 for resin-based filling materials". Pp. 4.6,7,25-31.
3. Blonckenau Richard J. et al. "Wavelength and intensity of seven systems
for visible light-curing composite resins: A comparison study". JADA. Pp.
471-474. 106 (1983).
4. Brett Cohen. et al. "Fuerza compresiva y diametral tensora de compuestos
de titanio reforzado". Práctica odontológica. Pp. 20-27. 16 (4) 1995.
5. Bassiouny and Paradee H. "Dependence of composite resin properties in
cross matching with activator lights". Journal Dental Research.

6. Clínicas odontológicas de Norte América. Resinas compuestas en odontología. Pp 190-212. Vol II/1981. Interamericana.
7. Combe E. C. Materiales Dentales. Pp. 152-162. 1ª edición. 1990. Ed. Labor.
8. Coruncil on dental materials, instrument and equipment. "Visible light cured composites and activating units". JADA. Pp. 100-102. Vol 110. 1985.
9. Dennison J. B. Craig R. G. "Physical properties and finished surface texture of composite restorative resin". JADA. Pp. 101-108. Vol 95. 1972.
10. Finger W. Braem M. "Mechanical properties and filler fraction of dental composites, dent mater 5". Pp. 346-349. 1989.
11. Craig G. Robert. Materiales dentales. Pp. 59-87. 3ª edición. Ed. Interamericana.

12. Guzmán B. J. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Pp. 186-196. 1ª edición. 1990. Ed. Presencia Ltda, Bogotá, Colombia.
13. Longe de Cees. "The influence of shelf life and storage conditions on some properties of composite resins". The Journal of prosthetic dentistry. Pp. 349-355. Vol. 49. 1983.
14. New American Dental Association. "Specification No. 27 for filling resin". JADA. Pp. 191-1194. Vol. 94. 1997.
15. Philips W. Ralph. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Pp. 133-150,185-204. 7ª edición. 1985. Ed. Interamericana.
16. Saez Espinola Gabriel, Parceló Santana Federico. "Determinar la cantidad de calor generada durante el proceso de polimerización de las resinas compuestas fotopolimerizables". Practica Odontológica. Pp. 43-46. Vol. 12, No. 3. 1991.