

85
2ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Logo

PROFUNDIDAD DE CURADO ATRAVEZ DEL DIENTE
DE RESINAS COMPUESTAS, CEROMEROS Y
COMPOMEROS

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
FERNANDO MAYA SANCHEZ

DIRECTOR: C.D.M.O. JORGE GUERRERO IBARRA



MEXICO, D. F.

1999

2765 38

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

NORMA

A PESAR DE TODOS LOS PROBLEMAS QUE HEVOS TENIDO,
TENGO QUE DARTE LAS GRACIAS POR SEGUIR A MI LADO,
Y POR HABERME DADO A LA NIÑA MAS HERMOSA DEL MUNDO
GRACIAS POR APOYARME, COMPRENDERME, SOPORTARME Y
AMARME

TE AMO

FERNANDO MAYA SANCHEZ.

AGRADECIMIENTOS

A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO POR HABERME DADO LA OPORTUNIDAD DE FORMARME COMO PROFESIONISTA.

A LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA POR TODOS LOS CONOCIMIENTOS ADQUIRIDOS.

AL C.D.M.O. JORGE GUERRERO IBARRA POR BRINDARME TODO SU APOYO DURANTE EL DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN, Y POR SER EXCELENTE PERSONA Y AMIGO.

A DIOS POR DARMER LA PAZ QUE NECESITO PARA SEGUIR ADELANTE.

A MI MADRE GRACIAS POR DARMER LA VIDA Y LA OPORTUNIDAD DE ESTUDIAR, DE REALIZARME COMO PERSONA Y HACERME SENTIR QUE TODO CUANDO SE QUIERE ES POSIBLE, Y POR CREER EN MÍ. TE AMO MAMÁ.

A MI PADRE POR DARMER LA VIDA Y PROCURARME.

A NORMA POR APOYARME Y ENTENDERME EN TODOS LOS MOMENTOS DE MI VIDA. TE AMO GRACIAS.

AL GRAN AMOR DE MI VIDA, FERNANDA POR HACERME ABRIR LOS OJOS, ENTENDERME, DESESPERARME, HACERME SENTIR QUE TODO LO QUE HAGO VALE LA PENA, Y DEMOSTRARME QUE LA VIDA HAY QUE DISFRUTARLA DÍA A DÍA. ERES LO MEJOR QUE ME HA PASADO, TE AMO.

A MIS HERMANOS POR PASAR TODOS ESTOS AÑOS JUNTO A MI TRATANDO DE ENTENDERME. LOS AMO.

A MI VIEJO AMIGO TE AMO, ABUELITO.

A VERONICA POR DEMOSTRARME SU AMISTAD INCONDICIONALMENTE, Y ENSEÑARME QUE ES LA AMISTAD, GRACIAS.

CONTENIDO

1. Introducción

2. Antecedentes

2.1 Matriz de Resina

2.2 Partículas de Relleno

2.3 Agente Adhesivo

2.4 Composición de los compuestos tradicionales

2.4.1 Propiedades de los compuestos tradicionales

2.4.2 Consideraciones Clínicas de los compuestos tradicionales

2.5 Composición de los compuestos de microrrelleno

2.5.1 Propiedades de los compuestos de microrrelleno

2.6 Resinas Híbridas

2.7 Sistema Activador

2.8 Resinas Fotoactivadas

2.9 Compómeros

2.9.1 Composición del compómero

2.9.2 Reacciones en el compómero

2.9.3 Indicaciones

2.9.4 Ventajas

2.10 Cerómero

2.10.1 Composición

2.10.2 Relleno

2.10.3 Matriz

2.11 Curado

2.12 Anatomía del diente

2.12.1 Tejidos del diente

2.12.1.1 Esmalte

2.12.1.2 Dentina

2.12.1.3 Cemento

3. Estudios Recientes

4. Información del Fabricante de cada producto

4.1 Resina compuesta Z250.3M

4.2 Cerómero Solitaire. Kulzer

4.3 Resinas compuestas P60.3M

4.4 Compómero F2000.3M

5. Planteamiento del Problema

6. Justificación

7. Hipótesis

8. Objetivo General

8.1 Objetivos Específicos

9. Metodología

9.1 Material y Equipo

10. Variable

10.1 Criterios de Inclusión

10.2 Criterios de Exclusión

11. Muestreo

12. Método

13 Resultados

13.1 Solitaire

13.2 F2000

13.3 Z250

13.4 P60

14. Conclusiones

15. Bibliografía

1. INTRODUCCIÓN

El factor estético en los pacientes es cada vez más importante, ya que los mismos, no solamente desean conservar sus piezas dentarias sino que éstas sean estéticamente agradables. La mayoría de las culturas, a través de los siglos, han reconocido a los dientes como una estructura integral facial de salud, belleza y dignidad.

Los dientes fueron designados como un símbolo de poder en ciertas culturas, donde los mismos eran mutilados inspirados por vanidad, elegancia y creencias místicas y religiosas. Por lo tanto, la pérdida inesperada de estructura dentaria y, particularmente, la pérdida de los dientes anteriores creaba problemas físicos y funcionales, así como muy a menudo trastornos psicológicos y sociales.

El objetivo principal de la odontología es mantener o proporcionar una buena calidad de vida de los pacientes.

Los principales retos durante siglos han sido el desarrollo y la selección de materiales restaurativos biocompatibles que puedan resistir las condiciones adversas del medio bucal. Históricamente se han utilizado una amplia

2. ANTECEDENTES

El desarrollo de los materiales para restauración compuestos dentales se inició a finales de la década de 1950 y principios de la de 1960, cuando Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas con partículas de relleno. La deficiencia de las resinas epóxicas como baja velocidad de curado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de las resinas epóxicas y los acrilatos. Este trabajo finalizó con el desarrollo de la molécula de Bis-GMA, la cual cumple con muchos de los requisitos de la matriz de resina para los compuestos dentales. Con este logro, los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los cementos de silicato y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de dientes anteriores. (1)

El mayor avance ocurrió cuando Bowen desarrolló un nuevo tipo de material compuesto. Sus principales innovaciones fueron el Bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), una resina de dimetacrilato, y el uso de un silano que cubría las partículas de relleno para lograr el enlace químico de la resina. El Bis-GMA tiene mayor peso molecular que el metil metacrilato, la densidad del metacrilato en los grupos de doble enlace es menor en el monómero del Bis-GMA, factor que reduce la contracción al polimerizado.

El uso de un dimetacrilato también amplía el enlace cruzado y mejora las propiedades del polímero.

El mejoramiento de las propiedades de la matriz y el enlace de relleno de la matriz produjeron un material de restauración que fue muy superior a las resinas acrílicas sin relleno. Desde principios de los años setentas, los compuestos casi han reemplazado a los acrílicos sin relleno.

El termino material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias a la de los constituyentes individuales.

Los modernos materiales de restauración contienen un numero de componentes.

Los principales constituyentes son la matriz de la resina y las partículas inorgánicas de relleno. Además de estos dos constituyentes, se requieren otros componentes para lograr la efectividad y durabilidad del material. Es necesario un agente (silano) para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un iniciador-activador para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan

estabilidad de color (absorben la luz ultravioleta UV) y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona). Los compuestos también deben contener pigmentos que activen un color aceptable a la estructura del diente. (1)

2.1 MATRIZ DE RESINA

La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UEDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) son los dimetacrilatos más comúnmente usados en los compuestos dentales.

Los monómeros de alto peso molecular, particularmente Bis-GMA, son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente. Es esencial el uso de monómeros diluyentes para alcanzar elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. Los diluyentes pueden ser los monómeros de metacrilato, pero los ordinarios son monómeros de dimetacrilato, como el TEGDMA. La reducción de viscosidad es significativa cuando el TEGDMA es agregado a Bis-GMA. Desafortunadamente, la adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumentan la

contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de dimetacrilato de bajo peso molecular que puede usarse en los compuestos. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra enlace cruzado entre las dos cadenas. Esto da por resultado una matriz más resistente a la degradación por los solventes.

Aunque las propiedades mecánicas del Bis-GMA son superiores a las de la resina acrílica, no se enlaza a la estructura dental con más eficacia. Por lo tanto, la contracción de polimerizado y el cambio dimensional térmico son consideraciones importantes incluso para resinas de relleno.

Además del monómero, otros aditivos se mezclan con la matriz de la resina, incluyendo un iniciador-activador, inhibidores, absorbentes de luz ultravioleta, pigmentos y opacificadores.

2.2 PARTICULAS DE RELLENO

La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades si las partículas de relleno se unen a ella.

De otra manera, las partículas de relleno pueden debilitar al material. Debido a la importancia de las partículas de relleno bien enlazadas, es obvio que el uso de un agente de relleno sea extremadamente importante en el comportamiento de un compuesto. (1)

Como hay menor resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina sin relleno. Aunque la contracción varía de un producto a otro, no estaría en el orden de 3% del volumen en 24 horas. La sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica son menores comparados con las resinas sin relleno. Las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, resistencia elástica y el módulo de elasticidad mejoran, así como la resistencia a la abrasión. Todos estos cambios ocurren con aumento de la fracción de volumen de llenado. (1)

Las partículas de relleno comúnmente son producidas por pulido o trituración de cuarzo o vidrio en tamaños que oscilan entre 0.1 y 100 μm . Las partículas

de sílice de tamaño coloidal (alrededor de $0.04 \mu\text{m}$), referidas como microrrelleno, se obtienen por el proceso de precipitación o pirolítico.

Los compuestos se clasifican sobre la base del tamaño promedio del principal componente de relleno. Además del grado de volumen del relleno, el tamaño y la distribución del tamaño, el índice de refracción, la radiopacidad y el endurecimiento también son factores importantes para determinar las propiedades y la aplicación clínica de los compuestos resultantes.

Para incorporar máxima cantidad de relleno en la matriz de resina se necesita distribución del tamaño de las partículas. Las partículas inorgánicas de relleno por lo general significan 30 a 70% por volumen o 50 a 85% en peso del compuesto. (1)

La cantidad de relleno que puede incorporarse en la matriz de relleno por lo general es afectada por la relativa superficie de relleno. Las partículas de sílice coloidal tienen gran superficie total que oscila entre 50 y 300 m^2/g . Por lo tanto, incluso cantidades pequeñas de partículas de relleno tienen una superficie total amplia que pueden formar enlaces polares con las moléculas de monómero y una matriz densa. Los microrellenos por su gran superficie, a menudo son agregados a la fórmula de los compuestos en cantidades

menores de 5% en peso para modificar la viscosidad de la pasta reduciendo el riesgo de sedimentación de las partículas gruesas. Los microrellenos también promueven el empaquetado del relleno.

Para asegurar estética aceptable de una restauración de compuestos, la translucidez del relleno puede ser similar a la de la estructura del diente. Para que la translucidez sea aceptable, el índice de refracción del relleno debe estar cercano al de la resina. Para el Bis-GMA y el TEGDMA, el índice de refracción está entre 1.55 y 1.46, respectivamente, y la mezcla de los dos compuestos en proporciones por peso da un índice de refracción cercano a 1.5. muchos de los cristales y el cuarzo que se usan para relleno también tienen índices de refracción aproximados a 1.5, que es adecuado para lograr suficiente translucidez. (1)

La radiopacidad de los materiales de relleno se proporciona por el número de cristales y de cerámica que contienen los metales pesados, como el bario (Ba), el estroncio (Sr) y el Zirconio (Zr). Estos cristales también tienen índice de refracción aproximado de 1.5 cercano al de la resina.

2.3 AGENTE ADHESIVO

Es importante que las partículas de relleno se enlacen a la matriz de resina.

Esto permite que la matriz del polímero más flexible transfiera las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. El enlace entre las dos fases del compuesto es proporcionada por un agente de acoplamiento o adhesivo. Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina. (2)

Los agentes de acoplamiento o adhesivos más frecuentes son los silanos orgánicos, como el metacriloxipropiltrimetoxisilano. En estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles sobre superficies de relleno por la formación de un enlace de siloxano (S-O-Si). Los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta se polimeriza, por lo que completa el proceso de acoplamiento.

La importancia del acoplamiento adecuado por medio de los silanos orgánicos es extremadamente importante para el funcionamiento clínico de los compuestos de base de resina. (1,2)

2.4 COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS TRADICIONALES

Los compuestos tradicionales son aquellos que se desarrollaron en los años setentas y que se han modificado lentamente con el tiempo. Estos compuestos también se conocen como convencionales o macrorrellenos, esto último por el tamaño relativamente grande de las partículas de relleno. Como estos materiales no son mayores a los comúnmente usados, el término convencional puede ser reemplazado por tradicional. El relleno más común en estos materiales es el cuarzo. Hay una amplia distribución del tamaño de las partículas. Aunque el tamaño promedio es de 8 a 12 Nm, también puede haber partículas mayores de 50 Nm. La carga de relleno generalmente de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen. Las partículas re relleno son grandes y están rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina.(1)

2.4.1 PROPIEDADES DE LOS COMPUESTOS TRADICIONALES

Al comparar las propiedades de los compuestos tradicionales con la de los materiales acrílicos sin relleno, obviamente se han obtenido mejoras significativas a través de la estructura del compuesto. La resistencia a la compresión de cuatro tipos de materiales compuestos sustancialmente ha aumentado de 300 a 500% por medio de la transferencia de la tensión a las partículas de relleno en comparación con la resistencia de los acrílicos sin relleno. De manera similar el módulo de elasticidad es 4 a 6 veces mayor y la resistencia elástica se duplica. De igual manera, la sorción de agua se reduce, la contracción de polimerizado es de 2% por volumen y la expansión térmica es de 30×10^{-6} por grado centígrado, comparado con 93×10^{-6} por grado centígrado en los acrílicos sin relleno. Este valor es casi el triple que el de la estructura del diente. (1)

La dureza es mayor que para las resinas de acrílico sin relleno. El aumento se asocia con el refuerzo del relleno y la estructura de la resina de enlace cruzado.

En general estos compuestos son más resistentes a la abrasión que los acrílicos sin relleno. Sin embargo presentan rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de la matriz alrededor de las partículas de relleno. Los compuestos que usan cuarzo como relleno son radiolúcidos. Su radiopacidad es menor que la de la dentina.⁽¹⁾

2.4.2 CONSIDERACIONES CLÍNICAS DE LOS COMPUESTOS

TRADICIONALES

La mayor desventaja clínica de los compuestos tradicionales es la superficie rugosa que se presenta durante el desgaste abrasivo de la suave matriz de resina que dejan las partículas de relleno resistentes al desgaste. El terminado de la restauración puede producir rugosidades en la superficie, igual que con el cepillado de dientes y el desgaste de la masticación con el tiempo. Estas restauraciones tienden a decolorar, en parte por la susceptibilidad de la textura rugosa de la superficie que retiene manchas.

La mala resistencia de los compuestos convencionales al desgaste oclusal ha sido un problema clínico. Aunque la contracción de polimerizado y el coeficiente de expansión térmica se ha reducido sustancialmente por el

mayor contenido de relleno inorgánico en comparación con resinas acrílicas sin relleno, la matriz de la resina no se enlaza químicamente a la estructura del diente, por lo tanto las técnicas de colocación deben ejecutarse con mucho cuidado, y deben incluir medidas para reducir los efectos de estas fuentes de cambio dimensional.⁽¹⁾

2.5 COMPOSICIÓN DE LOS COMPUESTOS DE MICRORRELLENO

En un esfuerzo por resolver el problema de la rugosidad de la superficie en los compuestos tradicionales, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Las partículas individuales son aproximadamente de 0.04 μm de tamaño, por lo tanto, son 200 a 300 veces menores que el promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales. El concepto de compuesto microrrelleno se vincula al esfuerzo de la resina con un relleno, aunque estos compuestos muestran una superficie tersa similar a la obtenida con la resina acrílica de restauración directa sin relleno.

Estas partículas delgadas de sílice coloidal tienden a aglomerarse. Durante el mezclado algunos de los aglomerados se rompen, aunque no todos. Incidentalmente, los aglomerados equivalen a 0.04 a 0.4 μm .^(1,2,3)

Sería ideal si estos rellenos de sílice coloidal se agregaran en grandes cantidades directamente a la matriz de la resina, si embargo, esto no es posible porque la matriz de resina tiene que mojar una gran superficie, lo que produce un engrosamiento indebido incluso con adiciones muy pequeñas de microrrelleno. Aunque se utilizan varios medios para aumentar el área, cada uno somete a prueba los conceptos ideales de una resina para relleno con sílice coloidal disperso. Uno de ellos consiste en sintetizar el sílice coloidal, y así obtener partículas de tamaño de varias decenas de micrómetros. Estos aglomerados mayores dan una superficie reducida, de manera que es posible incorporar más rellenos con menos riesgos en las propiedades reológicas del material.

El método más frecuente para aumentar el relleno es hacer un material nuevo con una resina compuesta prepolimerizada, que tenga mayor superficie, con partículas coloidales de sílice. Los glóbulos del material de microrrelleno se incorporan a la pasta de la resina a fin de producir un material con características de manipulación aceptables. ^(2,3)

La preparación de relleno prepolimerizado consiste en agregar el monómero de 60 a 70% por peso de sílice coloidal unido con silano, el monómero se mantiene a una temperatura un poco elevada para reducir su viscosidad.

Cuando el relleno se mezcla por completo en la resina, la pasta compuesta se termocura con el uso de un iniciador de peróxido de benzoilo convencional. Después se tritura en partículas del mismo tamaño que las de cuarzo en las resinas compuestas convencionales. Las partículas prepolimerizadas se denominan rellenos orgánicos: este término técnico no es correcto porque ellas tienen un alto porcentaje de relleno inorgánico. Las "partículas de resina compuesta" junto con el sílice coloidal unido al silano adicional se mezclan en una matriz de resina sin polimerizar, y así se forma la pasta compuesta.

El contenido de relleno inorgánico final es apenas del 50% por peso, pero cuando se incluyen partículas de relleno prepolimerizadas, su contenido es de casi 80% por peso o 70% del volumen. Esta es una consideración importante para entender algunas propiedades de estos materiales, como la contracción volumétrica, durante el proceso de curado.⁽¹⁾

2.5.1 PROPIEDADES DE LOS COMPUESTOS DE MICRORRELLENO

Los compuestos con microrrelleno tienen propiedades mecánicas y físicas inferiores a los compuestos tradicionales, esto es de esperarse, porque 50 a 70% en volumen del material de restauración se hace de esta resina. La mayor cantidad de resina comparada con el relleno da lugar a sorción de

agua, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad.

Además, el débil enlace de las partículas prepolimerizadas a la matriz de resina produce resultados semejantes a los de los compuestos que contienen partículas de relleno insalinizadas. La disminución de resistencia elástica se relaciona con la propagación de fractura alrededor de las partículas de relleno mal enlazadas. Los compuestos con microrrelleno son mucho más resistentes al desgaste y por lo tanto son comparables en este aspecto a los compuestos de mayor relleno y más resistencia al desgaste.

Comparados con las resinas acrílicas sin relleno, los compuestos con microrelleno tienen propiedades significativas que proporcionan un terminado de superficie liso, adecuado a las restauraciones estéticas. Por ello son preferidas para restauraciones de superficies con lesiones cariosas (clase III y V) las partículas de relleno inorgánicas son menores que las abrasivas que se utilizan en el terminado de la restauración. Así pues, durante el acabado el relleno de sílice se retira junto con la resina en la que se encuentra embebido.⁽¹⁾

Los compuestos rellenos de pequeñas partículas se desarrollan en un intento

por lograr superficies homogéneas compuestos de microrrelleno y mantener o mejorar las propiedades mecánicas y físicas de los compuestos tradicionales. Para alcanzar esta meta, se emplearon rellenos inorgánicos de menor tamaño que los utilizados en los compuestos tradicionales.

El tamaño de los rellenos promedio es de 1 a 5 Nm, pero la distribución del tamaño es muy amplia. Esta amplia distribución de tamaño de las partículas facilita una elevada carga de relleno, y los compuestos con pequeñas partículas generalmente contienen más relleno inorgánico (80% en peso y 60 a 65% en volumen) que los compuestos tradicionales.

Algunos compuestos rellenos de partículas pequeñas usan partículas de cuarzo como relleno, pero muchos incorporan cristales que contienen metales pesados. La resinas de la matriz de estos materiales es semejante a la de los materiales compuestos tradicionales y con microrrelleno. El relleno primario consiste en partículas recubiertas de silano. El sílice coloidal del ordinario se agrega en cantidades de 5% en peso para ajustar la viscosidad de la pasta. (1)

Esta categoría de compuestos muestra mayores propiedades físicas y mecánicas. Con el aumento del contenido de relleno mejoran casi todas las

propiedades relevantes. La resistencia a la comprensión y el módulo elástico de los compuestos rellenos de partículas pequeñas exceden a los de los materiales tradicionales de microrrelleno. La resistencia elástica de los compuestos rellenos de partículas pequeñas es el doble que los materiales de microrrelleno y 1.5 veces mayor que los compuestos tradicionales. El coeficiente de expansión térmica es menor que el de otros compuestos, aunque llega a ser casi dos veces mayor que la estructura dental. La superficie de esta resina es mejorada con el uso de un relleno pequeño y muy empacado cuando se compara con los compuestos tradicionales. Así mismo mejora la resistencia al desgaste. La contracción de polimerización es similar o menor que en las resinas tradicionales. Estos materiales rellenos con metales pesados que contienen cristales son radiopacos. La radiopacidad es una propiedad importante para los materiales usados en restauraciones de dientes posteriores para facilitar el diagnóstico de caries recurrente.⁽¹⁾

Debido a que mejora la resistencia en estos compuestos y la mayor carga de relleno, están indicados para ser utilizados con tensiones amplias y abrasión, como en las clases I y II. El tamaño de partículas de algunas de estas resinas hace posible que se obtengan superficies lisas y puedan ser aplicadas en dientes anteriores.⁽¹⁾

2.6 COMPOSICION DE RESINAS HIBRIDAS

Esta categoría de materiales compuestos se desarrolló en un esfuerzo por obtener mejor superficie lisa y proporcionar un compuesto de pequeñas partículas que mantengan las propiedades de estos últimos. Los compuestos híbridos son vistos como aquellos que tienen características estéticas y que son comparables con los compuestos de microrrelleno utilizados en restauraciones anteriores.

Como el nombre lo incluye, hay dos tipos de partículas de relleno en los compuestos híbridos. Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas de cristales que contienen metales pesados, constituyendo un contenido de relleno de aproximadamente de 75 a 80% en peso. El cristal tiene un tamaño de partícula promedio de 0.6 y 1.0 Nm. En una distribución típica, 75% de las partículas es menor de 1.0 Nm. El sílice coloidal representa de 10 a 20% en peso del contenido total del relleno. En estas condiciones el microrrelleno también contribuye significativamente a estas propiedades. Las partículas de relleno menores así como la mayor cantidad de microrrelleno hace que aumente la superficie por lo tanto el contenido total del relleno no es tan alto como otros de los compuestos rellenos de partículas rellenas. (1)

Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas generalmente se encuentran entre los compuestos tradicionales y compuestos rellenos de partículas pequeñas sin embargo estas propiedades por lo general son superiores a las resinas de microrrelleno debido a que las partículas del esmerilado contiene metales pesados tienen mayor radiopacidad del esmalte. Por su razonable buena resistencia y superficie lisa estos compuestos son ampliamente usados para restauraciones anteriores, incluyendo la clase V. Aunque las propiedades mecánicas son un poco inferiores a los compuestos de partícula pequeña, estas resinas se emplean ampliamente en restauraciones que soportan tensión. La diferencia entre los compuestos rellenos de partículas pequeñas son menores, por lo que estos dos términos se usan a menudo en forma intercambiable para describir a estos dos materiales. Desde el punto de vista clínico, esta confusión en terminología no es tan importante como que el tamaño de las partículas de relleno sea cercana a 1 Nm y que la fracción de volumen de relleno exceda de 60% en volumen.(1)

2.7 SISTEMA ACTIVADOR

Los monómeros de metil metacrilato y dimetil metacrilato polimerizan por la adición de mecanismos de polimerización iniciados por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación energética o física como la temperatura y luz. (1,2)

2.8 RESINAS FOTOACTIVADAS

Los primeros sistemas fotoactivados emplearon la luz ultravioleta para iniciar los radicales libres. Hoy día, los compuestos curados por luz ultravioleta han sido reemplazados por el sistema de fotoactivado visible con gran capacidad para polimerizar espesores mayores a 2mm. También los compuestos fotoactivados se usan más ampliamente que los materiales activados químicamente. Los compuestos dentales fotoactivados se proporcionan como pasta simple contenida en una jeringa. La iniciación de los radicales libres consiste en la fotoiniciación de las moléculas y un activador de amina contenido en esta pasta. Cuando estos dos componentes han sido expuestos a la luz no interactúan. Sin embargo, la exposición a la luz en una correcta longitud de onda (unos 468 Nm) produce un estado de excitación del

fotoiniciador e interacción con la amina para formar radicales libres que inician la polimerización adicional.

Un fotoiniciador comúnmente empleado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 Nm en la región azul del espectro visible de la luz. Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiadas para interactuar con la canforoquinona, como dimetilaminoetil metacrilato a 0.15% en peso, el cual está presente en la pasta.⁽¹⁾

2.9 COMPÓMEROS

Se pretende aprovechar las buenas propiedades que brindan los cementos de ionómero de vidrio y unirlos a las ventajas de las resinas compuestas para fabricar un nuevo producto llamado compómero.

En la odontología restauradora moderna la mayoría de los materiales puede ser descrito en base a las siguientes características:

Estética inmediata a largo plazo, facilidad de aplicación (manipulación),

durabilidad, aspectos preventivos, biocompatibilidad, y adhesión. Basado en estos requerimientos, sobre las últimas décadas se han desarrollado aspectos más profundos en el campo de las técnicas directas de obturación.

El uso funcional de los monómeros y polímeros en conjunción con rellenos orgánicos o inorgánicos inertes con propósito de refuerzo, son apreciados altamente por su estética, su resistencia a las fuerzas destructivas y su habilidad de colocarse inmediatamente.

El compómero consiste en la mezcla de monómeros fotoactivados hidratados en una matriz de resina compuesta, combinados con un vidrio reactivo que posee las mismas características que el ionómero de vidrio tradicional y material de relleno.^(4,7)

De cualquier manera, no se puede ignorar que aparte de sus ventajas, los composites aún exhiben algunos inconvenientes en las técnicas de aplicación y particularmente en las propiedades preventivas (sin liberación de flúor).

Los primeros materiales que se desarrollaron y comercializaron fueron cementos de curación, pero las versiones restaurativas fueron introducidas

posteriormente. La llegada de los compómeros, cementos fotopolimerizables con resinas modificadas con ionómero de vidrio además de la facilidad de colocación y las propiedades de liberación de fluoruro, hacen a este nuevo material, una buena opción para dar buenos resultados.

La restauración llamada compómero consiste en una mezcla de foto-activados hidratados en una matriz de resina compuesta combinados con un vidrio reactivo que posee las mismas características como ionómero de vidrio tradicional y material de relleno.^(5,6,7)

2.9.1 COMPOSICION DEL COMPÓMERO

El material de obturación contiene dos resinas formando la matriz de la pasta final. El monómero de UDMA , es un compuesto bien establecido en materiales dentales, y su distinguida compatibilidad tisular, permite el uso aun en productos especialmente diseñados para propósitos de protección pulpar. El ingrediente que contribuye significativamente ala característica innovadora del compómero es denominado como resina TCB (tetra carbural butal). La combinación de las propiedades deseadas de los composites de hoy y los cementos de los ionómeros de vidrio en un solo producto requiere

indispensablemente de la síntesis de todos sus compuestos exhibiendo precisamente esas características que constituye la fundamentación de la nueva clase de material. Por tal razón, el ácido butano tetracarboxílico y el hidroxietilmetacrilato (HEMA) han sido reaccionados uno con otro para formar un nuevo monómero de doble funcionalidad.⁽⁵⁾

Cada molécula de la resultante de la resina patentada como TCB contiene dos grupos metacrilato así como dos grupos COOH. De esta manera el monomero está listo para reaccionar con cualquier metacrilato de resina terminada cuando se inicia la polimerización y por el otro lado, llevar a cabo una reacción ácido base para formar la sal si los cationes de agua y metal están presentes.

De igual importancia para las propiedades finales del compómero es el vidrio del silicato reactivo. El polvo fino de vidrio de la composición tiene un tamaño en su partícula de 2.5 micrones, contiene el 13% de fluoruro y ácido usado exitosamente como un compuesto reactivo en los cementos de ionómero de vidrio convencional. En los compómeros el vidrio contiene 72 % de fluoruro en su composición. Estos ingredientes son completados con un sistema iniciador apropiado para llevar el endurecimiento y agentes estabilizadores para asegurar la vida de duración deseada. ⁽⁵⁾

2.9.2 REACCIONES EN EL COMPÓMERO

Por medio de la polimerización, las moléculas polimerizables de UDMA y la resina TCB, son interconectadas, resultado de un trabajo en red tridimensional el cual se refuerza por medio de las partículas de relleno. En esta etapa los grupos carboxilo existentes sobre las moléculas TCB, permanecen aún reactivos para reaccionar con el calcio del diente.

Es una formulación anhidra y previene que sucedan las reacciones de intercambio de iones.

En la segunda etapa, la masa polimerizada del compómero empieza a absorber agua de todo el ambiente bucal (3%). Cuando el agua se difunde dentro de toda la restauración endurecida, el compómero contiene ahora todos los ingredientes necesarios para iniciar una reacción iónica ácido-base.

Las características físicas como la resistencia a la compresión, tracción, y fuerza tensil diametral, son mejores que los de ionómero de vidrio convencional y que la resina modificada, pero menores que los de la resina

híbrida. Y cada vez se presentan mejoras en sus propiedades.⁽⁶⁾

Se debe de establecer correctamente que el compómero, (material a base de resina como componente), puede ser endurecido a través de polimerización como sucede en los composites.

Aparte del mecanismo de curado el cual en contraste a la reacción del endurecimiento asociados con los cementos tradicionales de ionomero de vidrio que proveen fuerza inmediata y resistencia a las condiciones de la cavidad oral.

Una segunda reacción química se lleva a cabo en el compómero la masa polimerizada del compómero empieza absorber agua de todo el ambiente bucal. Dependiendo del tamaño de la restauración, la absorción continuará desde muchos meses hasta que el material restaurador entero haya alcanzado su máximo nivel de contenido de agua. Los experimentos del laboratorio han demostrado que el compómero puede absorber 3% de agua cuando mucho.⁽⁶⁾

Cuando el agua se difunde de toda la restauración endurecida, surge una situación que es idéntica a los cementos polialquenoicos puro de autocurado. Esto significa que el compomero contiene ahora todos los ingredientes que

son necesarios para iniciar una reacción iónica ácido-base dentro de sí.

Las condiciones ácidas en el compómero por virtud de los grupos carboxilo sobre las moléculas de TCB, causa que cationes metálicos sean liberados del ionómero del silicato reactivo, el cual eventualmente permite la formación de hidrogeles en la estructura de resina del compómero.

Es esencial el remarcar que el tipo de reacción adicional considerada aquí, resulta de una reacción adicional de la matriz completa. Como quiera que sea el compómero es un material fotopolimerizable, y su reacción ácido-base no es suficiente para convertir a la pasta, no polimerizada en una masa dura.

La formación de una subestructura iónica adicional no es necesaria para la fuerza del compómero, pero sí para que suceda una base con mecanismo iónico de difusión.

La reacción iónica química subraya la característica híbrida del compómero y soporta el uso del término compómero como una descripción técnica correcta. Un bond durable y fuerte entre los tejidos del diente y un material de relleno, son necesarios para la larga duración y restauración funcional. Es entonces, cuando los nuevos sistemas restaurativos se desarrollan, y se debe poner

mucha atención a las propiedades de las técnicas para obtenerlo. La adhesión a la superficie depende de cierto número de factores. En el caso del sistema de compómeros, dos diferentes mecanismos son responsables para la formación de bond adhesivo. El primer adhesivo está basado en una combinación bien balanceada de grupos hidrofóbicos e hidrofílicos, el grupo fosfato hidrofílico sobre la molécula de PENTA (monómero de ácido fosfórico y pentaeritritolpentacrilato), está pensado para interactuar con la superficie del diente por una unión iónica la cual se forma de iones de calcio de la hidroxiapatita. Cuando el adhesivo se aplica antes de la colocación del material restaurativo, la adhesión se incrementa fuertemente. Más aún esta fuerza de unión es durable aún en presencia de agua.(7)

La microfiltración es crítica para cualquier material, la filtración marginal ocurre por los cambios dimensionales y la falta de adaptación de la restauración a las paredes de la cavidad, la percolación considerable en los bordes puede ocurrir si existe una abertura significativa entre el material y las sustancias del diente. Los compómeros son más resistentes a la filtración marginal, la filtración en la interfase esmalte-restauración es rara y no hay diferencia significativa comparada con algún material convencional.

El compómero contiene 72% del peso de un relleno reactivo, el cual puede ser descrito genéricamente como un vidrio silicato-fluoroalumina-estrocio, el vidrio considerado consiste del 13% de iones de fluoruro, este vidrio junto con la nueva resina TCB provee la formación para el desarrollo de una subestructura iónica en el compómero polimerizado cuando el agua se absorbe y de esta manera los mecanismos de difusión de iones incluyen la liberación de fluoruro para que tome lugar la reacción. (7)

2.9.3 INDICACIONES

Restauraciones de cavidades clase V y las lesiones por abrasión y erosión cervical.

Restauraciones de cavidades clase III.

Restauraciones de cavidades clase I y II de molares deciduos.

Para cementar coronas de cerámica y postes de muñón, incrustaciones de cerámica.

El compómero presentan aplicaciones limitadas a cavidades pequeñas y como restauraciones en zonas que están sometidas a grandes cargas masticatorias

2.9.4 VENTAJAS

Fácil y rápida manipulación, alta liberación de flúor, mínima abrasión, fuerte adhesión a esmalte y dentina, mínima contracción, estética como la de composites, radiopacidad, superficie lisa de óptimo pulido, adhesión no volátil, nula solubilidad, baja contracción, buena estabilidad en boca, y biocompatibilidad. (7)

2.10 CERÓMEROS

El origen de la denominación cerómero también llamado polividrio según el fabricante, es un material nuevo de restauración tanto para técnica directa como indirecta.

Se compone de aproximadamente una cuarta parte de vidrio orgánico, que debe considerarse como un compuesto reactivo altamente reticulante de tres cuartas partes de material de relleno inorgánico, absolutamente estable desde el punto de vista cromático y no adhesivo para la placa. Con un 90% de material de relleno donde también incluye fluoruro de estroncio 5-10%

(similar a los ionómeros), por lo que posee la propiedad de liberar flúor.

Indicado para realizar: inlays, onlays, coronas individuales libres de metal, carillas, sobre estructuras metálicas en prótesis fija e implantes.

En las propiedades de los cerómeros, después de 1.2 millones de ciclos masticatorios, 3000 termociclados de 5 y 55° C, da aproximadamente cinco años de uso clínico. (8)

El uso de resinas sintéticas y cerámicas sobre la base de estructuras metálicas sigue siendo un pilar fundamental en la elaboración de coronas y puentes. La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de polímeros, sumada a la integración de la fibra, han dado como resultado el desarrollo y presentación de un material y sistema para estructuras reforzadas con fibra.(9) La tecnología de los composites reforzados con fibras ha sido empleada desde hace tiempo, se han incorporado fibras de vidrio, carbono, y aramida en una matriz orgánica.(10) En odontología, la razón fundamental para el empleo de un cerómero es combinar materiales diferentes para y obtener propiedades superiores.(9) Todos los materiales son compuestos reforzados con fibra consistente en una fibra de celulosa embebida en un a matriz de lignina.

Los cerómeros han sido reforzados con fibras de vidrio de pequeño diámetro (5 Nm y 14 Nm) que deben silanizarse para formar uniones químicas con la matriz de polímero. Esta unión proporciona un efecto sinérgico en todo el sustrato, seguido de la silanización, se impregnan manojos de fibra con la matriz de polímero, y se cortan con formas específicas según el uso pretendido.

La utilización de fibras orientadas según las necesidades, proporcionan una resistencia y una durabilidad buena de las restauraciones.⁽¹¹⁾

2.10.1 COMPOSICIÓN

Los modernos sistemas de polímeros y rellenos cerámicos desarrollados han dado como resultado los cerómeros (cerámica optimizada con polímeros), que unen las ventajas de la cerámica con los de los composites modernos. Cada fabricante maneja este producto en forma distinta.

2.10.2 RELLENO

El material cerámico posee un gran contenido de relleno inorgánico (80% en peso, 68% en volumen). La composición de relleno (sílice altamente disperso, relleno de cristal de bario silanizado y óxido mixto silanizado) y la forma y tamaño de las partículas (entre 1 y 30nm) contribuye a sus propiedades ópticas, a su excelente pulido y a su tersura superficial. (11)

2.10.3 MATRIZ

El componente de resina asegura la unión entre los diferentes rellenos inorgánicos silanizados. (12) Los compósitos reforzados con fibras, incluyen varias capas de fibras de vidrio homogéneas impregnadas y unidas a las heces de fibras orientadas axialmente. Estas fibras de vidrio silanizadas son reforzadas durante la fabricación mediante la infusión del mismo tipo de matriz polimérica. (13)

Los cerámicos se pueden usar para aplicarse en forma directa e indirecta. De los cerámicos, se ofrecen dos opciones diferentes: una fluida y otra más viscosa para adaptarse a las necesidades clínicas.

A ciertos cerómeros se le han incorporado en el relleno varios tipos de partículas y aditivos especiales para proporcionar al material excelentes propiedades fisicoquímicas, de manipulación y de superficie, con un contenido de relleno de 80% en peso. Al relleno cerámico se le incorporó además de trifluoruro de iterbio y partículas de vidrio de flúor-silicato de bario-aluminio para proporcionar una elevada liberación de flúor e incrementar la radiopacidad.

La composición del relleno se completa con sílice pirolítico y partículas cerámicas esféricas. Esta combinación es la responsable de la resistencia a la abrasión.⁽¹³⁾

Durante la aplicación, las láminas se desintegran y dispersan en los incrementos de composite, permitiendo dar la forma al material sin dificultad y moldearlo sin que fluya o pierda forma deseada., los catalizadores se han empleado para reducir la sensibilidad a la luz ambiente u operatoria y evitar polimerizaciones prematuras.⁽¹²⁾

2.11 CURADO

Los primeros compuestos fueron curados por un proceso de polimerización activada químicamente, lo que se conoce como curado en frío, o autocurado. Este proceso se inicia mezclando dos pastas. Durante el proceso de mezclado es imposible evitar la incorporación de burbujas de aire dentro de la mezcla. Otro problema es que el operador no tiene control del tiempo de trabajo después que el material ha sido mezclado. (1)

Para evitar estos problemas se han creado los materiales que no requieren ser mezclados. El objetivo fue lograr el uso de una fuente de luz para activación del mezclado. Considerando las desventajas de las resinas autocuradas, los materiales fotocurados tienen ventajas significativas porque el operador puede completar la inserción y el modelado después que se ha iniciado el curado. Sin embargo cuando el curado se inicia, bastan 40 segundos de tiempo de curado para capas de 2mm de espesor, en tanto que el fraguado del material curado en frío toma algunos minutos. Otra ventaja es que no son sensibles a los inhibidores de oxígeno. Sin embargo este sistema tiene algunas limitaciones, primero, tiene que colocarse por capas hasta dar un espesor de 2mm. Esta forma de colocar restauraciones muy grandes, como restauraciones clase II, pueden tomar un tiempo considerable. Otros

inconvenientes incluyen, tendencia a contraerse hacia la fuente de luz, resultando un desajuste de la región marginal localizado más allá de la lámpara, y los factores de complicación asociados a la lámpara. Las modernas lámparas son aparatos manuales que contienen la fuente de luz y están equipadas con una guía roja y tienen un fusible de fibra óptica. Puede haber diferencia significativa de la salida de diferentes lámparas, incluyendo las longitudes de onda que cubren. Cuando se intenta polimerizar a través de la estructura del diente, el tiempo de exposición debe ser dos o tres veces mayor para compensar la reducción en la intensidad de luz. (1)

La fuente de luz también genera diferentes intensidades de luz con el tiempo, dependiendo de la calidad y edad de la lámpara, la presencia de contaminación como residuos de material en la punta de la luz, y la distancia entre la punta de la luz y la restauración.

Consecuentemente la lámpara debe ser revisada con regularidad, y se debe colocar siempre la punta de la luz tan cerca como sea posible de la restauración. Se debe tomar en cuenta que la luz es absorbida cuando pasa a través de la estructura del diente, por lo que causa un curado incompleto en regiones críticas, como las cajas proximales.

Los coeficientes de atenuación de luz de diferentes compuestos pueden variar considerablemente de uno a otro material, dependiendo de la opacidad, el tamaño del relleno, concentraciones de relleno y matriz de los pigmentos. La intensidad de luz puede reducirse por un factor de 10 a 100 en una capa de 2 mm de espesor del compuesto.⁽¹⁾

Todas las lámparas halógenas de uso dental generan calor en mayor o menor cantidad, dependiendo de la longitud de onda y la intensidad de la luz que emitan. 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.⁽³⁾

2.12 ANATOMÍA DEL DIENTE

Los dientes humanos tienen una muy complicada estructura morfológica, que debe cooperar o interactuar con el material polimérico para restaurar. La anatomía del diente consiste en corona y raíz, la línea que las divide se llama margen gingival. La corona está cubierta por un tejido duro inerte no celular altamente mineralizado, llamado esmalte que consiste en un 96% de material

inorgánico principalmente hidroxipátita (calcio) de cristales envueltos en haces de material orgánico. Los cristales están cerrados en un paquete creando una estructura alineada de prismas de esmalte. Desde la célula responsable de la formación de esmalte, los dientes emergen a la cavidad oral, el esmalte no puede ser reemplazado o regenerado, es un tejido inerte e insensible y permeable al cambio iónico que ocurre entre él y el medio oral (saliva).

La dentina es un tejido conectivo complejo, que forma la mayor parte del volumen del diente, es resiliente y soporta al frágil esmalte, permitiendo disipar las altas fuerzas de masticación. La dentina es dura (70% mineral), elástica (alto contenido de fibras de proteína colágena), avascular. El tejido envuelve un canal central, es altamente permeable y participa en el cambio de iones.

Por el paquete de canales (tubulos) con un diámetro de 1 a 3 micras que atraviezan enteramente la dentina. La parte pulpar contiene las extensiones de citoplasma vital de las células que lo forman y el resto de los túbulos están llenos por un bihidrogeles fibroso, firmemente adherido a las paredes mineralizadas de los túbulos. Estas células, los odontoblastos forman la periferia que rodea la pulpa dental, haciendo a la dentina capaz de autorepararse y formar dentina secundaria.

La pulpa es un tejido blando conectivo vascular, produce dentina, núcleos de dentina vascular y lleva los nervios que dan sensibilidad a la dentina. (14)

2.12.1 TEJIDOS DEL DIENTE

2.12.1.1 ESMALTE

De los cuatro tejidos que componen el diente, el esmalte es el único que se forma por entero antes de la erupción. Las células formativas (ameloblastos) degeneran en cuanto se forma el esmalte. Por lo tanto, el esmalte no posee la propiedad de repararse cuando padece algún daño, y su morfología no se altera por ningún proceso fisiológico después de la erupción, pero experimenta multitud de mudanzas a causa de la presión al masticar, de la acción química de los fluidos y de la acción bacteriana.

El espesor del esmalte varía en diferentes regiones del mismo diente y en distintos dientes. (15)

Todo el espesor del esmalte se forma en estado de matriz con su característica pauta de incremento y sus elementos estructurales.

La calcificación o maduración de la matriz de esmalte consiste en una impregnación de las sales minerales restantes después de que se completa la formación de la matriz de esmalte. El proceso de calcificación satura los elementos de la estructura de la matriz, eliminando el agua que contiene de una manera análoga a la petrificación de la madera. Pero no agrega nada a la estructura del esmalte.

El esmalte calcificado es el tejido más duro del cuerpo. Es generalmente liso y translúcido, con tonos que van del blanco amarillento claro hasta el amarillo grisáceo y el amarillo pardusco. Esta variedad de tonos se debe en parte al reflejo de la dentina subyacente y en parte a las *pequeñísimas cantidades de minerales tales como el cobre, cinc, hierro, etc., que existen en el esmalte. Un importante elemento adicional es el flúor, que afecta a la coloración y del que se cree que es un factor de resistencia a la caries.*

El esmalte es, además, muy quebradizo y su estabilidad depende de la dentina, que es el tejido situado debajo de él. Cuando el esmalte se socava debido a la destrucción cariosa de la dentina, se quiebra fácilmente con la fuerza de la masticación. La estructura del esmalte consiste en prismas o varillas hexagonales, y algunas pentagonales, que tienen la misma morfología general que los ameloblastos.

2.12.1.2 DENTINA

La dentina es un tejido calcificado, un 25 a 30 por ciento de la misma consistencia en una matriz orgánica colágena que está impregnada de sales inorgánicas, sobre todo en forma de apatita. El elevado porcentaje de materia orgánica hace que la dentina sea un tanto comprimible, sobre todo en los individuos jóvenes.

La dentina está formada por una serie de tubitos microscópicos que se mantienen unidos gracias a una sustancia parecida al cemento. Estos tubitos suelen extenderse en dirección encorvada desde la pulpa hasta la unión de la dentina y el esmalte. Cada tubito contiene una fibra protoplásmica.

Se advierten cambios en la dentina como consecuencia de la edad. La que encontramos en individuos jóvenes tiene un ligero color pardo amarillento y, en algunas ocasiones, un tinte sonrosado. En esta época la dentina sede a la presión. Además es sensible al calor y a otros estímulos. Con el tiempo aumenta la dureza de la dentina por la calcificación adicional, las fibras orgánicas pueden calcificarse también a sufrir degeneración atrófica y de esa

manera se reduce considerablemente la sensibilidad a los estímulos exteriores. Estos cambios se ven particularmente cuando la dentina queda despojada de esmalte como consecuencia de la atrición o la erosión, con lo que queda expuesta a la penetración de las secreciones de la boca. En estas circunstancias la dentina se vuelve más o menos parda, sobre todo en las personas que fuman. (15)

2.12.1.3 CEMENTO

El cemento forma la estructura externa de la raíz de un diente. Inmediatamente después de un incremento de dentina por activación de la vaina epitelial, el tejido conjuntivo contiguo se introduce entre las células en desintegración de la vaina y, en el proceso, empuja a la vaina apartándola de la dentina en formación. Inmediatamente aparece una capa de cementoblastos, que son las células especializadas que se asocian con la formación del cemento, y se forma un incremento de matriz orgánica de cemento, cuyo espesor es uniforme. El incremento de cemento se calcifica directamente después de su formación. En consecuencia siempre hay una zona de cemento libre de calcio sobrepuesto a los incrementos de cemento calcificado.

El cemento suele unirse al esmalte de la corona en una línea cervical continua. A veces el cemento puede cubrir al esmalte en pequeñas áreas localizadas, interrumpiendo la continuidad de la línea cervical.

El cemento contiene de 30 a 35 por ciento de sustancia orgánica. El cemento joven contiene más material orgánico. La calcificación aumenta con la edad y es frecuente que se calcifiquen las fibras incluidas en las zonas más profundas del cemento.

La descalcificación elimina las sales inorgánicas, pero no altera la estructura orgánica ni la morfología general del cemento.⁽¹⁵⁾

3. ESTUDIOS RECIENTES

En un estudio realizado en enero de 1995, por la universidad de Goteborg de Suecia, en donde se estudia el perfil de los compuestos curados por luz visible en restauraciones clase II en vivo y en vitro.

Nos indicó que la profundidad del curado de las restauraciones clase II, tiene gran importancia en la duración del composite. Nos dice que un inadecuado curado del composite puede ocasionar disminución de la resistencia, baja de adhesión e inestabilidad de color, y este problema nos puede causar, microfiltración marginal, pérdida subsecuente de la anatomía y fractura de las restauraciones.

Estudios muestran una gran variabilidad de factores, como la cantidad de iniciador, la luz de curado, la distancia entre la fuente de luz y el material, el curado con lámparas de alta energía en una longitud de onda en el color azul. También existen otros factores, como sombras por la estructura dental, y el color oscuro de los compuestos, son factores negativos para el grado de curado.

Otros estudios se han sido realizados en vitro, pero ninguno iguala las situaciones que se presentan en vivo.

Los factores del medio ambiente parecen disminuir los grados de curado en las restauraciones posteriores realizadas en vivo (problemas causados principalmente por la humedad). (16)

Otro estudio realizado por el departamento de Operativa Dental de la Universidad de Carolina del Norte, la Universidad de Iowa, y la Universidad de Montreal, donde estudian la profundidad de curado de las resinas modificadas con ionómero de vidrio, nos indican que el curado de las resinas modificadas con ionómero de vidrio, depende en cierto grado de la intensidad de la luz, aunque los materiales tienen mecanismos químicos de curado que incrementan la profundidad de curado. En este estudio se evaluó la profundidad de curado de 5 resinas modificadas con ionómero de vidrio, realizaron 5 especímenes de Fuji II, Geristore, Protac tile, Variglass, Vitremer. Los especímenes eran de 5 mm x 5 mm, por 9 mm de profundidad, pero las muestras mayores de 5 mm fueron demasiado blandas para medirse. Se determinó la microdureza en la superficie, en incrementos de 1 mm, para cada espécimen, la medida se realizó a los 10 minutos, 1 día y 7 días después de la activación por luz, a los 10 minutos las capas superiores en cada material eran significativamente más duras a las capas más profundas 4 a 5 mm. Al primer día Geristore, Protac tile, Vitremer y Fuji II, presentaban los

mismos grados de dureza, en contraste Variglass mostraba una diferencia significativa en la dureza con respecto a la profundidad.

A los 7 días Protac tile, Vitremer y Fuji II, mostraban más uniformidad con la dureza de acuerdo con la profundidad más elevada que Geristore o Variglass.

La conclusión a la que se llegó fue que inmediatamente después de la activación por luz, las capas superiores de cada material, mostraban ser más duras que las capas interiores, pero el grado de curado, mejoraba con el tiempo en las capas más interiores. Variglass fue el único material que mostraba diferencia en la dureza más allá de un día, sugiriendo que Variglass es menos efectivo en los mecanismos de curado químico que otros materiales usados. (17)

La Universidad de Malaya, y el departamento de Dentistas de Kuala Lumpur en Malasia, estudiaron la profundidad de polimerización de un composite dentro de canales radiculares simulados, usando postes transmisores de luz.

En este estudio, la profundidad de curado de una resina compuesta, curada dentro de canales radiculares imitados, y utilizando postes de plástico transmisores de luz, se comparo con el método convencional de curado.

Se utilizaron seis medidas de postes con diámetros de 1.05 mm, 1.20 mm, 1.35 mm, 1.50 mm, 1.65 mm, y 1.80 mm. En general el más largo del diámetro del poste y el más grande, fue la diferencia más significativa en la profundidad de curado entre el grupo control y todas las medidas de los postes investigados, en donde también fueron significativas las diferencias de los varios diámetros de los postes transmisores de luz, excepto para los postes de 1.35 mm, y 1.50 mm de diámetro, esto fue posible excediéndose la profundidad de curado usando luz transmitida al poste.

Como resultado se obtuvo que el significado de profundidad de curado para los grupos comparados con el control, y la diferencia de medidas de diámetro de los postes, influyo para la profundidad de curado de cada grupo. También se descubrió que fue posible realizar una profundidad de curado de resina compuesta aceptable, en donde los canales radiculares excedían los 11mm., usando los postes transmisores de luz. (18)

La Escuela de odontología en la Universidad de Michigan y la Asociación Dental Americana, estudiaron la profundidad de curado en vitro de composites fotoactivados. Nos indica que los composites fotoactivados como material restaurativo son propuestos por distintas clínicas adelantadas en el control del tiempo de trabajo, porque los composites fotoactivados, no

requieren mezclado, esto también mejora el potencial para la reducción de incorporación de aire en la restauración.

Los factores que afectan la profundidad de curado son, la composición química del composite, y la intensidad de la luz.

La profundidad de curado es también varia por la transmisión del coeficiente transmisora del composite y la longitud de onda de la luz activadora. Desde el efecto de los parámetros, afectan la cantidad de luz disponible en las sucesivas capas del composite en la activación por polimerización.

El propósito de esta investigación fue el estudio en vitro de la profundidad de curado de seis composites comerciales fotoactivados, para la medición de dureza energía transversal y la transmisión de coeficiente. (19)

El departamento de Materiales Dentales y el Colegio Dental de Fukuoka Japón, estudiaron la relación entre profundidad de curado y coeficiente transmisor de luz visible activando resinas compuestas.

La relación entre el coeficiente transmisor y la profundidad de curado fue evaluada en 8 resinas comerciales activadas por luz. La determinación de

transmisión de coeficiente fue conducido por el uso de varios matices de resinas compuestas, La transmisión de coeficiente ordenado para 0.042 a 0.263, dependió de los matices de la resina. Esto dio una buena correlación, entre el coeficiente de transmisión y la profundidad de curado por diferentes matices para cada resina compuesta, excepto por una resina compuesta híbrida. (20)

En este estudio se vio el efecto de las variaciones del fotocurado en el curado por volumen y la calidad de la pared a pared en dos tipos de composites de varios tonos.

Se trata de evaluar la influencia de la intensidad de luz y la variación del tiempo de iluminación en la eficacia del curado, en dos tipos y varios tonos de resinas compuestas, así como el efecto de reducir la intensidad de luz en la preservación de la continuidad de pared a pared.

Se utilizaron 3 composites de microrrelleno en 3 diferentes tonos y un composite híbrido, se utilizó una intensidad de luz de 175 y 700 mw/cm², con un tiempo de iluminación de 10 a 60 seg., los datos se compararon utilizando modelos de análisis estadístico.

Como resultados se obtuvo que si reducimos la intensidad de la luz lentamente, el porcentaje de curado no se reduce. Empleando la iluminación

por un tiempo de 60 seg. La iluminación de alta energía causa una separación incrementada del composite a la estructura dental. Sé demostró que el tiempo de iluminación es más efectivo que la energía de iluminación. (21)

4. INFORMACIÓN ADICIONAL DEL FABRICANTE DE CADA PRODUCTO

4.1 RESINA COMPUESTA Z-250 (3M)

GENERALIDADES. Esta resina compuesta es restaurativa radiopaca, activada por luz esta diseñando para restauraciones anteriores y posteriores. Con un rango de partícula de 0.19 a 3.3 micrones. El material restaurador se encuentra en presentación de jeringas y compules individuales con una gran cantidad de tonalidades.

Contiene.

BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, relleno de zirconia y silica, en una concentracion

Del 60% del volumen.

Adhesivo.

Se utiliza un adhesivo de 3M para adherir permanentemente la restauración a la estructura del diente.

Sus indicaciones son para dientes posteriores y anteriores, sellador, restauraciones indirectas, inlays, onlays, y vanners.

INSTRUCCIONES DE USO

1-Previamente el diente debe ser limpiado con piedra pomex y agua para remover las manchas superficiales.

2- Seleccione el color previamente a la colocación del dique de hule

3-Una vez preparada la cavidad, se puede utilizar una matriz de mylar.

4-Aplíquese el adhesivo siguiendo las instrucciones del fabricante,

5-Dispensar el material dependiendo del sistema de jeringas o dosis única.

Coloque y polimerice los incrementos de 2.5 mm por 20 segundos.

Sobrerrellene la cavidad para permitir una extensión del compuesto más allá de sus márgenes.

Conforme y moldeé con instrumentos adecuados para composites, acerque la luz intensa al área de trabajo. Terminado. Contorneé a superficie de la

restauración con fresas de diamante para terminado, terminé las áreas próximas con discos soflex y lijas para terminado, o utilice piedras blancas o puntas de hule cuando los discos no estén disponibles. (22)

4.2 CERÓMERO SOLITAIRE (KULZER)

El innovador polividrio SOLITAIRE es una combinación de un relleno único y una nueva matriz biocompatible. Por eso, solitaire es el material perfecto para obturaciones directas en dientes posteriores.

Composición

Solitaire contiene principalmente una trampa de resina y partículas de relleno integradas a la matriz en un rango de tamaño de 2 a 20 micrones estas partículas de relleno son poros que permiten al monómero de la resina fluir dentro del relleno. Esto permite una adaptación marginal excelente, también por que la mayoría de las resina es retenida en el relleno, el desprendimiento de las partículas es virtualmente eliminado.

Manipulación.

Manejo similar a al amalgama. Solitaire se condensa fácilmente, debido a al estructura de superficie micromorfológica de sus componentes. No escurre, debido a la estructura única de su relleno.

Condensación. Se puede usar un portamalgameas normal un condensador o una espátula para colocar el material dentro de la cavidad, se recomienda utilizar material nuevo para no pigmentar el material con residuos de amalgama. El material de consistencia firme se adhiere ligeramente al portamalgameas y puede ser llevado fácilmente a la cavidad, pero no se pega al condensador cuando se esta condensando.

Fotopolimerización. Cada capa de 2mm. del material debe ser polimerizada por 40 segundos. El haz de luz debe dirigirse hacia grandes extensiones directamente en la superficie oclusal y hacia la banda de esta, esto minimiza el bloqueo de luz debido a la banda matriz. Después de remover la banda el material debe ser fotopolimerizado interproximalmente por 40 segundos.

Altamente confiable contracción mínima, máxima integridad marginal, resistencia a la abrasión y cargas de masticación con liberación de fluoruro radiopáco.

Colores naturales (6 colores vita), altamente estético, biocompatible, protección contra caries secundaria. se presentan cartuchos de 6 por 3 grs. en los siguientes colores A10, A 20, A 30, B20, B30, e incisal.

Resistencia a la abrasión y cargas de masticación. Muestra valores de resistencia a la Abrasión comparables con los del esmalte. Su nueva matriz provee a solitaire de propiedades viscoso elásticas capaces de soportar altas cargas de masticación. (23)

4.3 RESINA COMPUESTA P60 (3M).

GENERALIDADES. Este material es un material estético para posteriores es curado por luz radiópaco, es una resina compuesta, específicamente diseñada para su uso en posteriores. Tiene buena unión a la estructura del diente por el uso de su adhesivo dental, el Single Bond de 3M y Scotchbond Multipurpose. Este nuevo sistema de resina P60 para restauración de posteriores contiene 3 componentes mejorados. La mayoría del TEGDMA fue sustituido por UDMA (Dimetacrilato de uretano) y Bis-EMA (Bisfenol-a polietileno dimetacrilato diérglico), Está resina es de alto peso molecular (el alto peso molecular de los materiales tiene un fuerte impacto en la viscosidad).

P60 es presentado en un estuche con jeringas multidosis, en tres colores que son los más comunes y los más utilizados A-,B2, y C2.

El material se coloca directamente en la cavidad y se polimeriza ahí, se

recomienda un máximo de 2.5 mm. de espesor y fotopolimerizado por 20 segundos.

Indicaciones. Esta indicado en todo tipo de restauraciones, para restauraciones posteriores directas, en núcleo para restauración en coronas completas y en técnica de manera indirecta para posteriores (inlays, onlays).

Para su usó se prepara la cavidad, se aplica el adhesivo de su elección según indicaciones del fabricante se coloca en la cavidad P60 en incrementos de 2.5 mm. y se fotopolimeriza cada incremento durante 20 segundos, en el terminado y el pulido se recomienda utilizar instrumentos adecuados, así como el sistema de discos Sof-Iex. (24)

4.4 F 2000 (3M).

GENERALIDADES. F2000 es un sistema restaurativo fotocurable con liberación de flúor, con una pasta radiópaca, tiene muy buenas propiedades físicas y excelentes características de manejo.

Se presenta en dosis unicas en capsulas y un multisistema de jeringas. Ofrece trece tonos: 9 tonos basados en los tonos Vita (A2,A3,A35,A4,B2,B3,C2,C4,D3) y 4 tonos especiales (Pedo, CY , Cervical Yellow , CG Cervical Grey y Blue).

El sistema adhesivo Single Bond de 3M este adhesivo viene contenido en un frasco color ambar para protegerse de la luz, la técnica de aplicación es

familiar ya que se utiliza el tradicional ácido fosfórico en el procedimiento, posteriormente la colocación del adhesivo en el diente se coloca el sistema de F2000.

F2000 está indicado por el fabricante para las siguientes restauraciones, clase V, lesiones cervicales por abrasión y erosión, lesiones de caries en raíz, clase I y II en pequeñas cavidades, cavidades clase III, reparación temporal de fracturas y en reconstrucciones de muñones.

Composición

Compómero FAS glass, sílica coloidal, CDMA oligomérico (dimetacrilato funcional oligómero derivado del ácido cítrico), GDMA (Hidroxipropileno dimetacrilato comúnmente conocido como gliceril dimetacrilato), polímero hidrófilo de alto peso molecular CPQ amina. (25)

5. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la práctica diaria del odontólogo se manejan distintos materiales estéticos para restauración, como son los composites, compómeros y los cerómeros, pero no sabemos si realmente al seguir las instrucciones de uso de cada fabricante estamos llegando a obtener una restauración óptima, ya que normalmente son materiales fotopolimerizables.

El problema que se plantea en este trabajo es saber si realmente el material utilizado (composites, compómeros y cerómeros), tienen polimerizado completo a través de tejido dental, ya que en muchos de los casos, por inaccesibilidad de la punta de la lámpara, tenemos que polimerizar a través de dichos tejidos, sin conocer realmente la calidad de polimerización.

6. JUSTIFICACIÓN

A través de este estudio se valorará la profundidad de curado de 4 materiales utilizados diariamente por el odontólogo (Solitaire, F 2000, Z 250, y P 60), a través de tejido dentario y utilizando el procedimiento que marca la norma (ADA especificación N.27), y respetando las indicaciones del fabricante (tiempos de exposición para el curado).

7. HIPÓTESIS

Los materiales como Solitaire, F2000, Z 250, y P 60, polimerizados a través de tejidos dentarios a diferentes espesores, la calidad de curado es deficiente.

8. OBJETIVO GENERAL

Valorar la profundidad de polimerización de diferentes materiales poliméricos (Solitaire, F 2000, Z 250 y P 60), a través de diferentes espesores de tejido dental (1mm, 2mm y 3mm), para tener en cuenta que material es el más confiable en la consulta diaria del odontólogo.

8.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Valorar el cerómero Solitaire en profundidad de curado a través de tejidos dentales de 1 mm, 2mm, y 3 mm.
- Valorar el compómero F 2000 en profundidad de curado a través de tejidos dentales de 1 mm, 2mm, y 3 mm.
- Valorar el composite Z-250 en profundidad de curado a través de tejidos dentales de 1 mm, 2mm, y 3 mm.
- Valorar el composite P-60 en profundidad de curado a través de tejidos dentales de 1 mm, 2mm, y 3 mm.

9. METODOLOGÍA

9.1 MATERIAL Y EQUIPO

- Lámpara para fotopolimerizar.
- Cinta plástica de Mylar.
- Espátulas de plástico.
- Hacedor de muestras de latón de 6mm. de longitud, por 3 de diámetro interno.
- 2 losetas de vidrio de 5cm. por 5cm. y grosor de 3mm.
- Dientes seccionados a 1 mm, 2 mm, y 3 mm, (hidratados).
- Cerómero Solitaire (Kulzer).
- Cerómero F 2000 (3M).
- Composite Z 250 (3M).
- Composite P 60 (3M).

10. VARIABLES

- Grosor de la estructura dentaria.
- Contenido de agua en la estructura dentaria.
- Grado de calcificación de la estructura dentaria.
- Tiempo de polimerización.
- Calidad de la lámpara (intensidad de luz que emite).
- Tipo de relleno del material.
- Condiciones de almacenamiento del material.

10.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Muestras de 3mm. de diámetro por 6 mm de longitud, polimerizadas a través de estructura dentaria de 1mm. de grosor.
- Muestras de 3mm. de diámetro por 6 mm de longitud, polimerizadas a través de estructura dentaria de 2mm. de grosor.
- Muestras de 3mm. de diámetro por 6 mm de longitud, polimerizadas a través de estructura dentaria de 3mm. de grosor.
- Muestras que sean de Solitaire, F2000, Z 250, P60, y que cumplan con las medidas descritas anteriormente.

10.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Muestras que no tengan las medidas descritas anteriormente.
- Muestras (Tetric Ceramic, Targis, etc.) que no sean de los materiales incluidos en este estudio.
- Muestras no polimerizadas dentro los tiempos indicados por el fabricante.

11. MUESTREO

Se realizaron 12 grupos de estudio, y 4 grupos controles.

Cada grupo se compuso de 4 muestras cada uno, las cuales quedaron de la siguiente manera:

Grupo control de Solitaire.

Grupo de estudio 1, Solitaire polimerizado a través de 1mm de estructura dental.

Grupo de estudio 2, Solitaire polimerizado a través de 2mm de estructura dental.

Grupo de estudio 3, Solitaire polimerizado a través de 3mm de estructura dental.

Grupo control de F 2000

Grupo de estudio 1, F 2000 polimerizado a través de 1mm de estructura dental.

Grupo de estudio 2, F2000 polimerizado a través de 2mm de estructura dental.

Grupo de estudio 3, F2000 polimerizado a través de 3mm de estructura dental.

Grupo control de Z 250.

Grupo de estudio 1, Z 250 polimerizado a través de 1mm de estructura dental.

Grupo de estudio 2, Z 250 polimerizado a través de 2mm de estructura dental.

Grupo de estudio 3, Z 250 polimerizado a través de 3mm de estructura dental.

Grupo control de P 60.

Grupo de estudio 1, P 60 polimerizado a través de 1mm de estructura dental.

Grupo de estudio 2, P 60 polimerizado a través de 2 mm de estructura dental.

Grupo de estudio 3, P60 polimerizado a través de 3 mm de estructura dental.

12. MÉTODO

Previamente se midió la intensidad de polimerización de la lámpara con un radiómetro Demetron, para comprobar que estuviera en excelentes condiciones para el estudio, y verifico que todo el material cumpliera con las condiciones necesarias para emplearlos dentro este estudio (fecha de caducidad e instructivo del fabricante). El hacedor de muestras de latón se colocó sobre una loseta de vidrio, previamente se impregno de aceite de silicon para evitar que el material se adhiriera en el. Se llenó de material a estudiar, y al ser llenado el hacedor de muestras se presiono del lado opuesto a este con la otra loseta de vidrio, para liberar el aire que pudiera estar presente en el material y condensar a este. Después se retiró la loseta de vidrio deslizándola hacia un lado para dejar el material a la misma altura del hacedor de muestras, y se colocó sobre el hacedor de muestras un tramo de cinta plástica de Mylar para evitar que el material se pegara a la punta de la lámpara (grupo control) o al grosor de diente seccionado, (1,2 y 3 mm grupo experimental) se aplicó la luz con la lámpara para fotopolimerizar durante el tiempo que nos indica el fabricante, retiramos el diente y la cinta plástica de Mylar, y con cuidado se procedió a retirar el material del interior del hacedor de muestras, haciendo presión del lado donde fue aplicada la luz. Una vez retirado el material se eliminó el material que no polimerizó y se midió con el

vernier electrónico la porción dura o polimerizada del material. Este procedimiento se realizó con cada uno de los materiales utilizados en este estudio (Solitaire, F2000, Z 250 y P 60) y se utilizaron también, con cada uno de los distintos grosores de estructura dental seccionada (1 mm, 2 mm y 3 mm).

Para el grupo control se realizó el mismo procedimiento a excepción de que no se polimerizó a través de estructura dental.

La profundidad de curado se calculó basándose en la norma No. 27 de A.D.A de la siguiente manera: La cantidad polimerizada de cada una de las muestras se midió y dividió entre 2, donde el resultado no tiene que ser menor a 1 mm. y .5 mm por debajo de que indica el fabricante. (26)

13. RESULTADOS

13.1 Solitaire

Control	1 mm.	2 mm.	3 mm.
1.8	1.4	1.1	.81
1.8	1.4	1.1	.65
1.8	1.4	1.2	.77
1.9	1.3	1.2	1.0

Promedio 1.82 mm. 1.37 mm. 1.15 mm. 0.77 mm.

13.2 F-2000

Control	1 mm.	2 mm.	3 mm.
2.9	2.7	1.9	1.6
2.9	2.5	1.7	1.7
2.9	2.7	1.7	1.7
2.9	2.8	1.8	1.7

Promedio 2.77 mm. 2.67 mm. 1.77 mm. 1.62 mm.

13.3 Z-250

Control	1 mm.	2 mm.	3 mm.
2.7	2.3	1.6	1.4
2.2	2.3	1.6	1.0
2.7	2.3	1.6	1.1
2.6	2.3	1.6	1.1

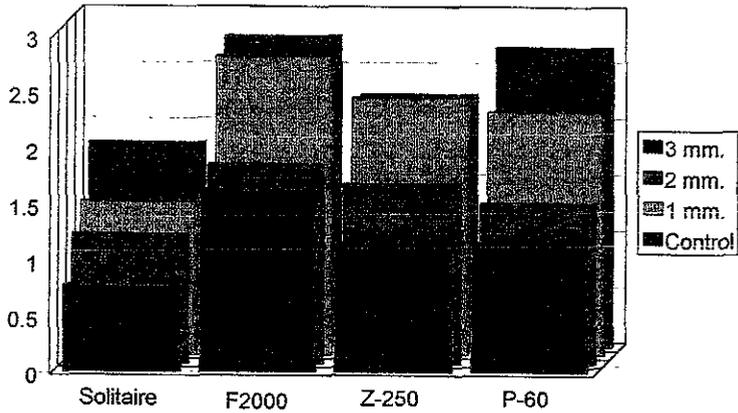
Promedio 2.2 mm 2.30 mm. 1.60 mm. 1.15 mm.

13.4 P-60

Control	1 mm.	2 mm.	3 mm.
2.7	2.2	1.6	1.2
2.7	2.1	1.6	1.1
2.7	2.2	1.3	1.1
2.6	2.2	1.3	1.2

Promedio 2.67 mm. 2.17 mm. 1.43 mm. 1.15 mm.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**



Los resultados indican: que la mejor polimerización la tienen todos los materiales, curados sin tejido dentario de por medio, aunque la mejor polimerización, la tiene el compómero F-2000 en todos los grupos como demuestra el análisis estadístico y el más bajo fue el cerómero Solitaire donde existe diferencia significativa en todos los grupos,

Solitaire

One Way Analysis of Variance Sunday, June 13, 1999, 17:10:12

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Passed (P = 0.190)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.168)

Group	N	Missing
control	4	0
a 3 mm	4	0
a 2 mm	4	0
a 1 mm	4	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
control	1.825	0.0500	0.0250
a 3 mm	0.775	0.171	0.0854
a 2 mm	1.150	0.0577	0.0289
a 1 mm	1.375	0.0500	.0250

Power of performed test with alpha = 0.050: 1.000

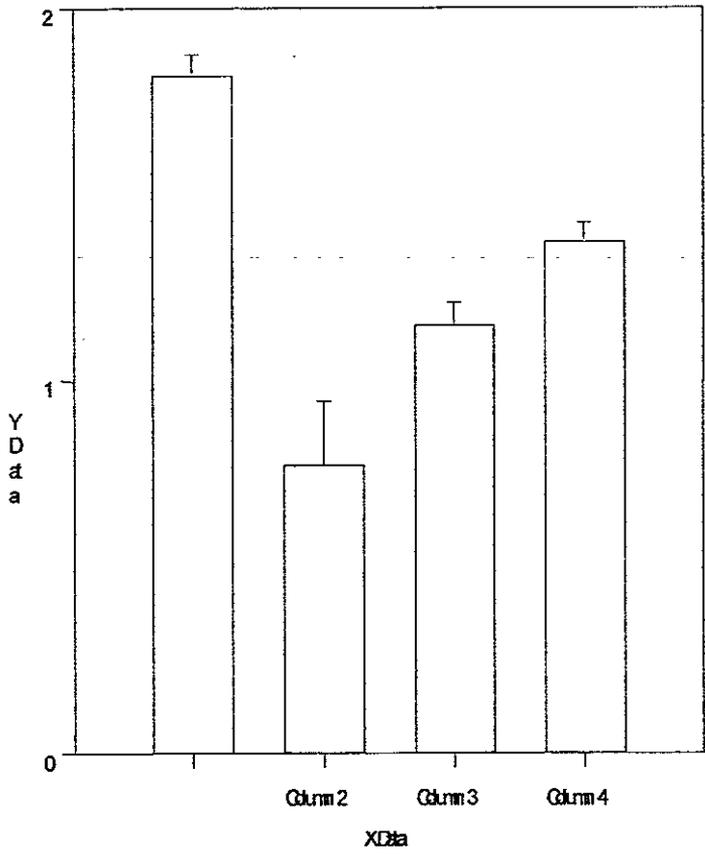
Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	3	2.312	0.771	82.200	<0.001
Residual	12	0.113	0.00938		
Total	15	2.424			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0.001).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P<0.05
control vs. a 3 mm	1.050	4	21.689	Yes
control vs a 2 mm	0.675	4	13.943	Yes
control vs. a 1 mm	0.450	4	9.295	Yes
a 1 mm vs. a 3 mm	0.600	4	12.394	Yes
a 1 mm vs. a 2 mm	0.225	4	4.648	Yes
a 2 mm vs. a 3 mm	0.375	4	7.746	Yes



F 2000

One Way Analysis of Variance Sunday, June 13, 1999, 17:27:24

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Passed (P = 0.056)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.272)

Group N	Missing
control	4 0
a 3 mm	4 0
a 2 mm	4 0
a 1 mm	4 0

Group	Mean	Std Dev	SEM
control	2.775	0.250	0.125
a 3 mm	1.625	0.0957	0.0479
a 2 mm	1.775	0.0957	0.0479
a 1 mm	2.675	0.126	0.0629

Power of performed test with alpha = 0.050: 1.000

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	3	4.267	1.422	58.862	<0.001
Residual	12	0.290	0.0242		
Total	15	4.557			

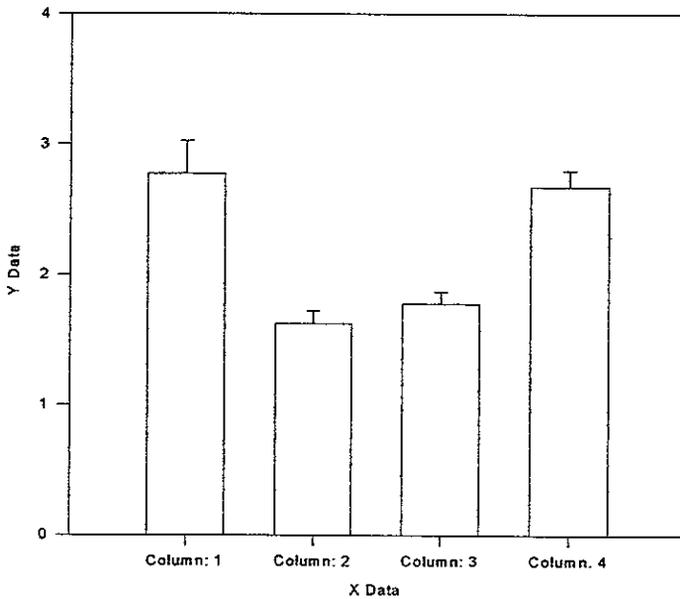
The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference ($P = <0.001$).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P<0.05
control vs. a 2 mm	1.000	4	12.865	Yes
control vs. a 1 mm	0.100	4	1.287	No
a 1 mm vs. a 3 mm	1.050	4	13.509	Yes
a 1 mm vs. a 2 mm	0.900	4	11.579	Yes
a 2 mm vs. a 3 mm	0.150	4	1.930	No

Bar Chart Column Means



Z-250

One Way Analysis of Variance Sunday, June 13, 1999, 17:31:36

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Failed (P = 0.009)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.773)

Group	N	Missing
control	4	0
a 3 mm	4	0
a 2 mm	4	0
a 1 mm	4	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
control	2.550	0.238	0.119
a 3 mm	1.150	0.173	0.0866
a 2 mm	1.600	0.000	0.000
a 1 mm	2.300	0.000	0.000

Power of performed test with alpha = 0.050: 1.000

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	3	4.940	1.647	76.000	<0.001
Residual	12	0.260	0.0217		
Total	15	5.200			

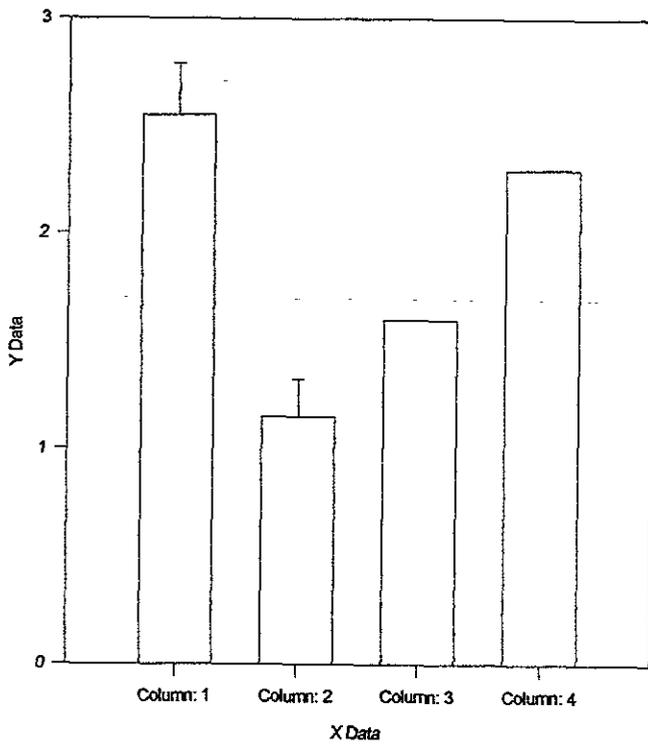
The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0.001).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P<0.05
control 1 vs. a 3 mm	1.400	4	19.022	Yes
control vs. a 2 mm	0.950	4	12.908	Yes
control vs. a 1 mm	0.250	4	3.397	No
a 1 mm vs. a 3 mm	1.150	4	15.625	Yes
a 1 mm vs a 2 mm	0.700	4	9.511	Yes
a 2 mm vs. a 3 mm	0.450	4	6.114	Yes

Bar Chart Column Means



P-60

One Way Analysis of Variance Sunday, June 13, 1999, 17:36:37

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Failed (P = 0.029)

Equal Variance Test: Failed (P = <0.001)

Group	N	Missing
control	4	0
a 3 mm	4	0
a 2 mm	4	0
a 1 mm	4	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
control	2.675	0.0500	0.0250
a 3 mm	1.150	0.0577	0.0289
a 2 mm	1.450	0.173	0.0866
a 1 mm	2.175	0.0500	0.0250

Power of performed test with alpha = 0.050: 1.000

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	3	5.742	1.914	199.739	<0.001
Residual	12	0.115	0.00958		
Total	15	5.857			

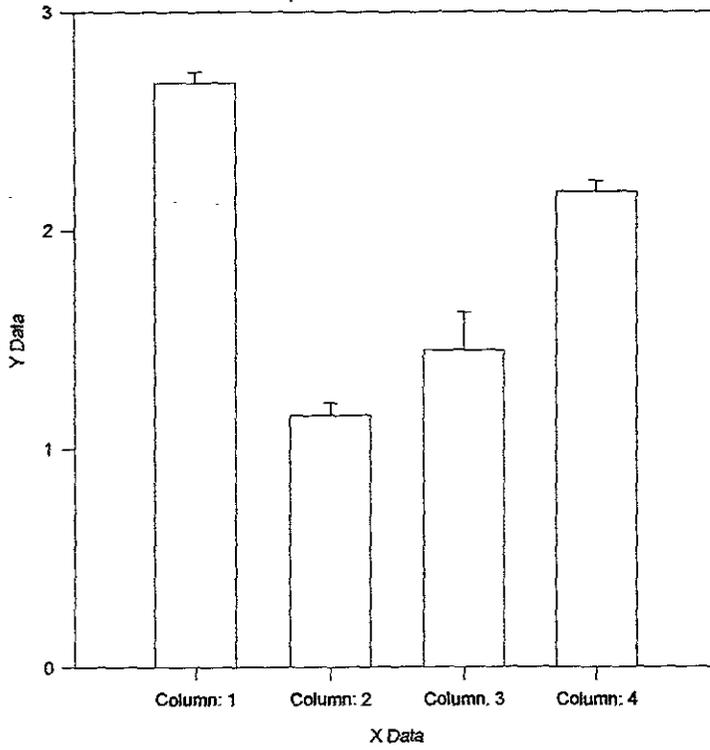
The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference ($P = <0.001$).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P<0.05
control vs. a 3 mm	1.525	4	31.156	Yes
control vs. a 2 mm	1.225	4	25.027	Yes
control vs. a 1 mm	0.500	4	10.215	Yes
a 1 mm vs. a 3 mm	1.025	4	20.941	Yes
a 1 mm vs. a 2 mm	0.725	4	14.812	Yes
a 2 mm vs. a 3 mm	0.300	4	6.129	Yes

Bar Chart Column Means



14. CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos en este estudio se concluye:

1.- Los compómeros, composites y cerómeros tienen un buen polimerizado en los tiempos que el mismo fabricante indica. Todos los materiales nos dan cifras de polimerización aceptables, aún polimerizándolos a través de estructuras dentarias de 3 mm. de grosor excepto el solitaire a 3 mm.

2.- Estos materiales, al ser polimerizados a través de estructuras dentarias se denota una baja considerable en su polimerización

3.- El estudio fue realizado con una lampara de polimerización que si cumplía con los parámetros de curado. obteniendo resultados de polimerización bajos, si se realizara con lamparas que no cumplen con dichos parámetros los resultadas de polimerizado serán aún más bajos

4.- Se sugiere que al colocar dichos materiales, se realicé en capas no mayores a 2 mm y que la luz de la punta de la lampara siempre incida directamente al material

BIBLIOGRAFIA:

1-CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES

RALPH W. PHILLIPS

Año 1998

Editorial McGraw-Hill Interamericana

2-LOS COMPOSITES

ROTH FRANCOIS

Año 1994

Editorial Measson

3-MATERIALES DENTALES

CRAIG ROBERT

Año 1994

Editorial Interamericana

4-COMPOMER AND GLASS IONOMERS: BOND STRENGTH TO DENTIN AN
MACHANICAL PROPERTIES

American Journal Dent p. 259-263 1996

5-RESIN-MODIFIED GLASS IONOMER MATERIALS, A STATUS REPORT FOR
THE AMERICAN JOURNAL OF DENTISTRY

American Journal of Dentistry. Vol.8, No.1, February, 1995.

6-A CLINICAL EVALUATION OF A RESIN MODIFIED GLASS IONOMER
RESTORATIVE MATERIAL

Journal of the ADA. Vol.126 September 1995

7-MICROLEAKAGE OF RESIN-MODIFIED GLASS IONOMER CEMENT
RESTAURATION: AND IN VITRO STUDY

Journal of Dental Materials. September 1993, Vol.9, No. 5

8-CERÓMEROS

Revista ADM Octubre 1996

9-RESTAURACIONES DE CERÓMERO Y ESTRUCTURA REFORZADA CON
FIBRA

Signature Vol. 2, No. 2

10-TECNOLOGIA FRC/CERÓMERO: EL FUTURO DE LA ODONTOLOGIA

ESTÈTICA ADHESIVA FUNCIONAL

Signature 1998 Vol.3, No.2

11-CERAMIC OPTIMIZED POLIMER: THE NEXT GENERATION OF ESTHETIC RESTORATIONS-PART 1

Compendium Contin. Educ. Dent. Noviembre 1997 Vol.18 No.11

12-UN NUEVO SISTEMA, CERÒMERO PARA RESTAURACIONES INLAY/ONLAY

Signature 1998 Vol.3 No.1

13-APLICACIÒN ANATÒMICA DE UN NUEVO CERÒMERO

Signature 1997 Vol.2 No.2

14-POLIMERIT MATERIALS

Enciclopedia P.R.S.

Vol.3

15-ANATOMIA DENTAL

Diamond

Año 1991

Grupo Noriega Editores

16-CURE PROFILES OF VISIBLE-LIGHT-CURED CLASS II COMPOSITE RESTORATIONS IN VIVO AND VITRO

Dent. Mater. 8, January 1992

17-DEPTH OF CURE RESIN-MODIFIED GLASS IONOMERS

Dent. Mater. 11, May 1995

18-DEPTH OF COMPOSITE POLYMERIZATION WITHIN SIMULATED ROOT CANALS USING LIGHT-TRANSMITTING POSTS

Operative Dentistry 19, 1994

19-IN VITRO DEPTH OF CURE OF PHOTO-ACTIVATED COMPOSITES

Journal Dental Res. 61 (10), October 1992

20-THE RELATIONSHIP BETWEEN CURE. DEPTH AND TRANSMISSION COEFFICIENT OF VISIBLE-LIGHT-ACTIVATED RESIN COMPOSITES

Journak Dental Res. 73 (2), February 1996

21-EFFICACY TESTING OF VISIBLE-LIGHT-CURING UNITS
Operative Dentistry 19, 1994

22-PERFIL TECNICO Z250 (3M). INFORMACIÓN DEL FABRICANTE

23-PERFIL TECNICO SOLITAIRE (KULZER) INFORMACIÓN DEL
FABRICANTE.

24-PERFIL TECNICO P60 (3M) INFORMACIÓN DEL FABRICANTE.

25-PERFIL TECNICO F2000 (3M) INFORMACION DEL FABRICANTE.

26-NORMA DE LA ASOCIACION DENTAL AMERICANA (ADA) No. 27