

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



“INFLUENCIA EN EL FOTOPOLIMERIZADO DE UNA LAMPARA LED EN LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACION, EN RESINAS DE LAS MARCAS KERR, 3M Y FGM, AREQUIPA 2013”

Tesis presentado por el bachiller:

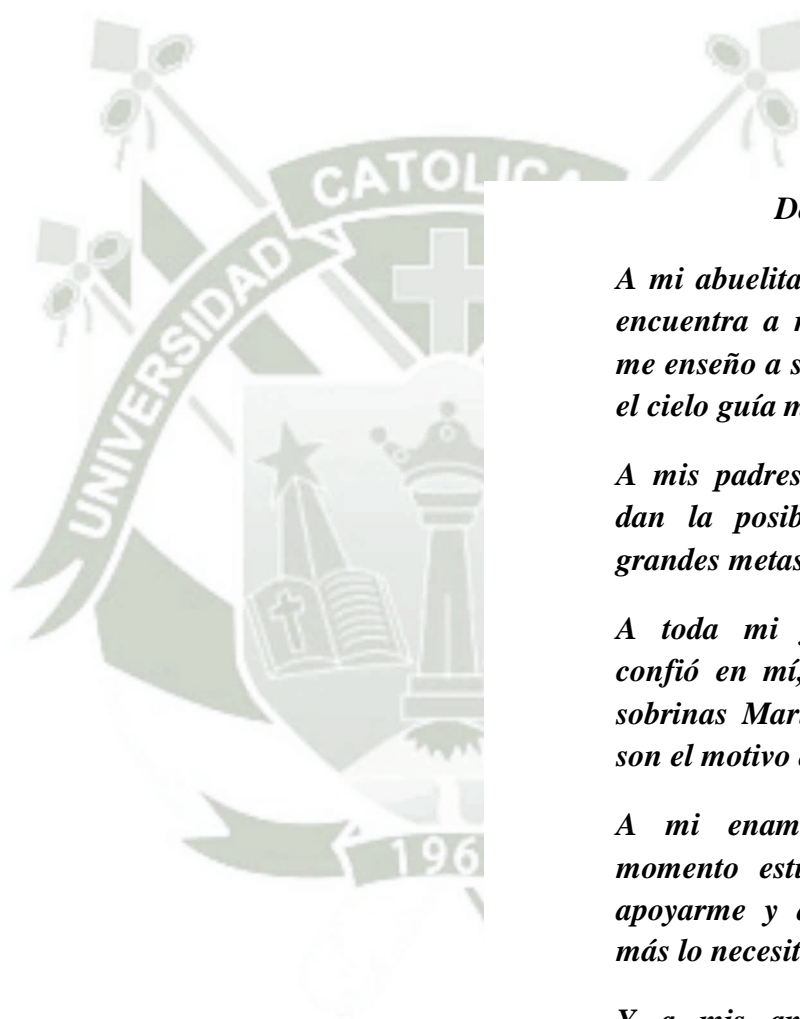
VÍCTOR ALONSO GUTIÉRREZ ZEA

Para optar por el título profesional de:

CIRUJANO DENTISTA

Arequipa- Perú

2013



Dedicatoria:

A mi abuelita Leonor que ya no se encuentra a mi lado, pero siempre me enseñó a seguir adelante y desde el cielo guía mi camino.

A mis padres y hermanos que me dan la posibilidad de soñar con grandes metas.

A toda mi familia que siempre confió en mí, especialmente a mis sobrinas Maricelita y Fatimita que son el motivo de mi inspiración.

A mi enamorada que en todo momento estuvo a mi lado, para apoyarme y darme fuerza cuando más lo necesitaba.

Y a mis amigos que hacen los momentos difíciles más llevaderos.

INDICE

RESUMEN	5
ABSTRACT	6
INTRODUCCION.....	7
CAPITULO I	
PLANTEAMIENTO TEORICO	9
1. Problema de investigación.....	9
1.1.- Determinación del problema.....	9
1.2.- Enunciado.....	9
1.3.- Descripción del problema	9
1.3.1.- Área del Conocimiento.....	9
1.3.2.- Análisis de Variables.....	10
1.3.3.- Tipo de Investigación.....	10
1.3.4.- Nivel de Investigación	10
1.4.- Justificación.....	10
1.4.1.- Relevancia Científica	10
1.4.2.- Relevancia Contemporánea	11
1.4.3.- Contribución Académica	11
1.4.4.- Viabilidad	11
1.4.5.- Interés Personal	11
2. Marco Teórico	12
2.1.- Anatomía Dental	12
2.1.1.- Esmalte	12
a) Generalidades	12
b) Estructura del Esmalte	13
2.1.2.- Dentina	14
a) Generalidades	14
b) Estructura de la Dentina.....	15
c) Tipos de Dentina.....	16
2.2.- Resinas Compuestas	19
2.2.1.- Definición	19
2.2.2.- Composición	22
a) Función de cada Componente	24
b) Fórmula	27
2.2.3.- Propiedades	27

2.2.4.- Clasificación de las resinas compuestas.....	33
2.3.- Sistema de Fotocurado.....	49
2.3.1.- Fotopolimerización.....	49
2.3.2.- Lámpara de Luz de Diodo (LED).....	50
2.4.- Medición de la Profundidad.....	53
2.4.1.- Método.....	53
3. Antecedentes Investigativos.....	54
4. Interrogantes.....	54
5. Objetivos.....	55
6. Hipótesis.....	55
 CAPITULO II	
PLANTEAMIENTO OPERACIONAL.....	56
1. Técnicas, Instrumentos y Materiales de Verificación	57
2. Campo de Verificación	59
3. Estrategia de Recolección.....	61
4. Estrategia para Manejar los Resultados.....	61
 CAPITULO III	
ANALISIS E INTERPRETACION DE LOS RESULTADOS.....	63
PRUEBA ESTADISTICA.....	64
CONCLUSIONES.....	74
RECOMENDACIONES.....	75
BIBLIOGRAFIA.....	76
ANEXOS.....	78

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue determinar cuál de las resinas más utilizadas en nuestro medio obtienen mayor profundidad de foto polimerizado, expuestas a una misma fuente de luz. El tipo de investigación es comparativa, transversal. Para esto se utilizaron 48 muestras de resina de 3 diferentes marcas (KERR, 3M, FGM) tomándolas como un grupo diferente a cada una de las marcas, cada grupo formado por 16 muestras igualmente divididas en dos sub grupos (esmalte-dentina) conformados por 8 muestras cada subgrupo. Cada una de las 48 muestras fueron expuestas a una fuente de luz de una lámpara LED F Woodpecker durante 40 segundos, las muestras fueron medidas con un calibrador y se anotaron en la ficha de registro de longitudes de penetración del fotopolimerizado, organizando los datos según la marca de resina (KERR, 3M, FGM) y su tipo (esmalte-dentina).

Los resultados fueron analizados mediante la prueba estadística de ANOVA (análisis de varianza), test de Tukey. Se encontró diferencias significativas entre las tres diferentes marcas.

El grupo de resina KERR para esmalte tuvo un valor promedio 6.48mm de profundidad de foto polimerizado, el grupo de resina 3M para esmalte tuvo un valor promedio de 7.64mm de profundidad de foto polimerizado y el grupo de resina FGM para esmalte tuvo un valor promedio de 5.73mm de profundidad de foto polimerizado.

El grupo de resina KERR para dentina tuvo un valor promedio 5.07mm de profundidad de foto polimerizado, el grupo de resina 3M para dentina tuvo un valor promedio de 4.18mm de profundidad de foto polimerizado y el grupo de resina FGM para dentina tuvo un valor promedio de 4.68mm de profundidad de foto polimerizado.

Se concluyó que:

La marca 3M de tipo esmalte tiene mayor profundidad de foto polimerizado entre las resinas para esmalte.

La marca KERR de tipo dentina tiene mayor profundidad de foto polimerizado entre las resinas para dentina.

ABSTRACT

The objective of this study was to determine which of the most commonly used resins in our environment photopolymerized get deeper, exposed to the same light source. The research is comparative, cross. For this resin using 48 samples from 3 different brands (KERR, 3M, FGM) by taking them as a different group each of the brands, each group consisting of 16 samples equally divided into two subgroups (enamel, dentin) formed by 8 samples each subgroup. Each of the 48 samples were exposed to a light source LED lamp Woodpecker F for 40 seconds, the samples were measured with a caliper and were recorded on the record card photopolymerized penetration lengths, organizing the data according to resin brand (KERR, 3M, FGM) and its type (enamel-dentin).

The results were analyzed using ANOVA statistical test (ANOVA), Tukey test. We found significant differences between brands.

The group KERR enamel resin had an average depth 6.48mm photo polymerized resin group 3M glaze had an average value of 7.64mm depth and group photo polymerized resin enamel FGM had an average value 5.73mm depth of photo polymerized.

The group KERR dentin resin had an average depth 5.07mm photo polymerized resin group 3M dentin had an average value of 4.18mm depth and group photo polymerized resin dentin FGM had an average value 4.68mm depth of photo polymerized.

It was concluded that:

The 3M brand is deeper enamel type of photo polymerized between enamel resins.

The KERR brand is deeper dentin type of photo polymerized between dentin resins.

INTRODUCCION

En la actualidad, la odontología a desarrollado la calidad y variedad de tratamientos e insumos de acuerdo a la tecnología, que descubre nuevos materiales biocompatibles con nuestro organismo, uno de los avances más revolucionarios en el campo de la estética odontológica fue el descubrimiento de la resina compuesta, que desde entonces a la actualidad a seguido un camino de evolución, favoreciendo al paciente, así como al Cirujano Dentista, en cuanto a los resultados de los tratamientos tanto en estética como facilidad de tratamiento y rapidez del mismo.

Este estudio tiene como objetivo brindar más información científica, para el beneficio del Cirujano Dentista, dar los alcances necesarios para el manejo de las distintas marcas de resina que hay en nuestro medio y obtención de mejores resultados en los tratamientos. Se estudiaron las marcas de resina KERR, 3M y FGM, porque en la actualidad son las resinas más utilizadas en nuestro medio. Este trabajo de investigación consta de tres capítulos, en el primer capítulo se consigna el enunciado, la descripción del problema, las variables, las interrogantes básicas, la justificación, el marco teórico, que explica temas sobre la anatomía dental, resinas, el sistema de fotocurado empleado y medición de profundidad de foto polimerizado y finalmente los objetivos y la hipótesis del estudio.

En el segundo capítulo se encuentra el planteamiento operacional, estudio de variables, técnica, instrumentos y materiales de verificación, la estrategia para la recolección de la muestra, manejo y proceso de los datos. En el tercer capítulo se desarrolla el análisis de resultados, la prueba de la hipótesis, las conclusiones de la investigación, seguidas de las recomendaciones y una sección de anexos donde encontramos la ficha de registro de profundidad de fotocurado

CAPITULO I

PLANEAMIENTO

TEORICO

CAPITULO I

PLANTEAMIENTO TEORICO

2. Problema de investigación.

1.1 Determinación del problema.

Encontrar una resina que tenga mayor profundidad de polimerización expuesta ante el fotocurado una lámpara de luz de diodo, tanto en el esmalte como en la dentina, sería un alcance odontológico que aseguraría el éxito en restauraciones que comprometan gran profundidad en la restauración de la corona dentaria. El motivo de esta investigación es despejar la duda sobre qué tipo y que marca entre las resinas estudiadas permite mayor profundidad de polimerización, todas expuestas al fotocurado de una lámpara de luz de diodo durante 40 seg.

1.2 Enunciado.

“INFLUENCIA EN EL FOTOPOLIMERIZADO DE UNA LAMPARA LED EN LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACION, EN RESINAS DE LAS MARCAS KERR, 3M Y FGM, AREQUIPA 2013”

1.3 Descripción del Problema

1.3.1 Área del conocimiento.

Área general: Ciencias de la Salud.

Área específica: Odontología.

Especialidad: Materiales Dentales.

Tópico: Polimerización de resina.

1.3.2 Análisis de variables.

Variables	Indicadores
Variable estímulo RESINA A2 PARA ESMALTE Y RESINA A2 PARA DENTINA FOTOCURADAS DURANTE 40 SEG.	Marca 3M Marca KERR Marca FGM
Variable Respuesta PROFUNDIDAD DE POLIMARIZACION	MEDIDA EN MILIMETROS (mm)

1.3.3 Tipo de investigación.

De Laboratorio – in vitro

1.3.4 Nivel de investigación.

Comparativa

1.4 Justificación.

1.4.1 Relevancia científica.

El presente trabajo comparativo permitirá obtener tratamientos de mayor éxito en restauraciones que comprometan el esmalte y dentina de dientes posteriores en cavidades de clase II ya que estas restauraciones no comprometen la estética del paciente (la sonrisa), al saber cuál de las resinas estudiadas tiene mayor profundidad de polimerización para así obtener una optima polimerización de la base de la resina empleada, en este caso utilizando 40 seg de fotopolimerización, y así tener una mayor visión de que resina utilizar para restaurar el molar con mayor efectividad.

1.4.2 Relevancia contemporánea.

Es una investigación actual que ofrece una mayor visión acerca del manejo de los diferentes tipos, y marcas de resinas en restauraciones de cavidades clase II.

1.4.3 Contribución académica.

Esta investigación constituirá un aporte científico a la comunidad odontológica, así como a los odontólogos en formación.

1.4.4 Viabilidad.

Las condiciones de este estudio son viables, dado que se cuenta con los instrumentos necesarios para realizar las investigaciones requeridas.

1.4.5 Interés personal.

Realizar un aporte científico con el afán de determinar cuál es la resina más adecuada para los distintos tratamientos de nuestro hacer diario. Además, permitirme obtener el título de “Cirujano-Dentista”.

3. Marco Teórico.

2.1 Anatomía dental

2.1.1 Esmalte

a) Generalidades

El esmalte es la estructura más dura del cuerpo. Suele ser blanco, pero en ocasiones aparece amarillento debido a que se transparenta el color de la dentina subyacente.

El esmalte tiene aproximadamente 96% de sustancia inorgánica en su composición. Esta estructura inorgánica está compuesta de muchos millones de cristales de hidroxiapatita, cuya fórmula química es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6 (\text{OH})_2$. El 4% de esmalte restante está compuesto de agua y material orgánico fibroso.

Es el tejido biológico más duro del organismo. Por tanto, es capaz de resistir a la fractura durante el estrés masticatorio. El esmalte proporciona forma y contorno a las coronas de los dientes y recubre la parte del diente que está expuesta al ambiente bucal.¹

Al mismo tiempo, el esmalte es muy frágil a las cargas de compresión, se fractura con mucha facilidad. Como el esmalte está apoyado en dentina, las cargas del esmalte se traspasan a la dentina, la que tiene un pequeño grado de deformación, y resiste las cargas normales. Pero cuando falta el apoyo dentinario, el esmalte se fractura con mucha facilidad.

El color esmalte depende de si la pieza es temporal o permanente: blanco azulado en los temporales y blanco amarillento en los permanentes. Teniendo este color, como está mineralizado es muy transparente, por lo que el color del diente está dado por el color de la dentina. En las zonas más altas, en un incisivo se ve blanco transparente, el que se hace más amarillento a medida que se acerca al cuello del diente por la presencia de dentina.

¹ AVERY, JAMES K. Principios de histología y embriología bucal con orientación clínica. Pág. 98

El esmalte tiene cierto grado de permeabilidad debido a su contenido de proteínas y agua, lo que permite un intercambio, principalmente de iones. El esmalte no se regenera, solo se gasta.

b) Estructura del esmalte

La estructura del esmalte comprende dos partes:

La vaina del prisma y el prisma del esmalte. La vaina del prisma tapiza el prisma y contiene la mayor parte de la sustancia orgánica fibrosa. Sin embargo, el prisma, que está constituido por cristales de hidroxiapatita, es la unidad fundamental de la estructura del esmalte. El prisma es una columna de esmalte que se extiende a todo lo largo de él desde la unión dentina – esmalte hasta la superficie del diente. Es ligeramente perpendicular a la unión dentina – esmalte y a la superficie de la corona.²

Grupos de ameloblastos migran periféricamente desde la unión amelodentinaria a medida que forman estos prismas.

Los ameloblastos siguen recorridos variables, que producen una ondulación de los prismas. Estas células mantienen una relación a medida que viajan en direcciones diferentes y producen prismas adyacentes. La configuración del prisma del esmalte observada bajo luz incidente se muestra como bandas claras y oscuras de grupos de prismas denominadas bandas de Hunter – Schreger. Dado que estos prismas se incurvan de forma exagerada, enroscándose en los ápices de las cúspides, se les denomina esmalte nudoso.

Todos los prismas del esmalte se depositan a un ritmo de aposición o incremento diario de $4\mu\text{m}$. Estos incrementos son visibles, como los anillos en una sección transversal de un tronco de un árbol, y se muestran como líneas oscuras conocidas como estrías de Retzius o líneas de Retzius. Las líneas de crecimiento se hacen más aparentes en la superficie del esmalte, donde adoptan forma de crestas que se conocen como periquimatas. Dos estructuras son visibles en la unión amelodentinaria: los Husos, que corresponden a la terminación de los túbulos de dentina en el esmalte, y los

² BRAND, Richard. Anatomía de las estructuras orofaciales. Pág.: 69

penachos, que son zonas hipo calcificadas causadas por la incurvación de grupos adyacentes de prismas.³

2.1.2 Dentina

a) Generalidades.

La dentina es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico, es un tejido intermedio, más blando que el esmalte. Es el segundo tejido más duro del cuerpo. Es amarillento y su alto grado de elasticidad protege al esmalte suprayacente contra las fracturas⁴.

Por dentro del esmalte en la corona del diente, se encuentra el tejido más voluminoso del diente, la dentina, que circunscribe una cavidad ocupada por la pulpa dentaria.⁵ Además de las fibrillas de Tomes, la dentina está constituida por una matriz colágena calcificada, atravesada por conductillos o túbulos dentinarios desde el límite pulpar hasta el esmalte en corona y cemento en raíz.

La dentina es radio-opaca por su relativamente alta impregnación de sales minerales. Su color es amarillo, y la elasticidad es una capacidad de la que goza este tejido y que depende de la estructura orgánica y contenido en agua.

La dentina es producida por los odontoblastos, que se ubican entre la dentina y la pulpa dentinaria, y que conservan su relación con la dentina durante toda la vida del diente, pudiendo ésta auto repararse. La dentina presenta los canalículos dentarios, que contienen las prolongaciones citoplasmáticas de los procesos odontoblásticos.

³ AVERY, JAMES K. Principios de histología y embriología bucal con orientación clínica. Pág. 98

⁴ RAMOS ATANCE, José Antonio. Pág. 171

⁵ FIGUN, Mario. Anatomía Odontológica Funcional y Aplicada. Pág. 209

La dentina también se forma en segmentos de 4 a 8 mm, por lo que se presentan al microscopio líneas llamadas de Owen, análogas a las líneas de Retzius⁶.

b) Estructura de la dentina.

Este tejido presenta dos zonas bien diferenciadas histológicamente, la dentina intertubular y la dentina peritubular, que varían según la profundidad y pueden ser modificadas por la edad y las injurias externas⁷.

La dentina intertubular es de menor grado de calcificación a diferencia de la peritubular que es más calcificada⁸.

- **Dentina Intertubular:** Está formada por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteínas dentinogénicas que sostienen a los cristales de hidroxiapatita.

Las fibras colágenas constituyen las fibras principales del tejido conectivo, son flexibles, elásticas y proporcionan resistencia. Están constituidas por tres cadenas polipeptídicas, llamadas cadenas alfa que se organizan en una triple hélice entrelazada entre sí para formar un cordón estabilizado y resistente.

Los glicosaminoglicanos y los proteoglicanos constituyen un grupo de glicoproteínas que forman parte de la sustancia fundamental del tejido conectivo dentinario.

Estas proteínas participan activamente en los mecanismos de adhesión; el colágeno oponiéndose a las fuerzas de compresión desarrolladas y los glicosaminoglicanos y proteoglicanos oponiéndose a las fuerzas de tensión-deformación.

⁶ FIGUN, Mario. Ob. Cit. Pág. 210

⁷ HENOSTROZA, Gilberto. ADHESION EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA. Pág. 83

⁸ GLADWIN, Marcia. Aspectos clínicos de los materiales en odontología. Pág. 48

Las proteínas dentinarias pueden ser alteradas, degradadas y desnaturalizadas fácilmente por la caries, el calor friccional desarrollado por el instrumental rotatorio y los ácidos acondicionadores en alta concentración.

Esta matriz que varía según la profundidad de la dentina que se analice y que juega un papel fundamental en los mecanismos de adhesión, representa el 86% de la totalidad del tejido en las proximidades de la unión amelodentinaria, para decrecer al 18% en las inmediaciones de la pulpa dentaria.

- **Dentina peritubular:** Constituye un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, caracterizándose por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia en fibras colágenas.

Las características estructurales y la composición sufren importantes modificaciones con la edad, ya que la dentina peritubular aumenta de espesor disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de minerales.

Esta dentina es denominada dentina esclerótica fisiológica, para diferenciarla de la dentina esclerótica reactiva que se produce en respuesta a estímulos externos de baja intensidad⁹.

c) Tipos de dentina.

La dentina puede ser clasificada de acuerdo con sus patrones de desarrollo, estructura, localización, características de su matriz y las modificaciones que sufre el tejido a lo largo de su vida en respuesta a diferentes estímulos que sobre ella actúan.

Estos factores que modifican el sustrato dentinario están íntimamente relacionados con las preparaciones adhesivas y con el accionar de los agentes de unión o adhesión¹⁰.

⁹ HENOSTROZA, Gilberto. Ob. Cit. Pág. 84

¹⁰ RAMOS ATANCE, José Antonio. Ob. Cit. Pág. 174

- **Dentina superficial:** Es dentina primaria que se forma antes y durante la erupción activa, caracterizándose por presentar los túbulos sin proceso odontoblástico, en una cantidad de 18000 túbulos/mm² con un diámetro de 0.9nm, lo que hace de esta dentina el sustrato adhesivo más eficiente, ya que la dentina intertubular presenta la máxima cantidad de fibras colágenas y de hidroxapatita, con mínima proporción de agua.
- **Dentina media:** Es dentina media que se caracteriza por presentar una variable cantidad de túbulos con o sin proceso odontoblástico, en cantidad de 25.000 túbulos/mm², con un diámetro de 1.5 a 1.8nm, lo que hace de esta un sustrato adhesivo efectivo, ya que la dentina intertubular presenta fibras colágenas, hidroxapatita y agua en una cantidad media entre la dentina superficial y la dentina profunda.
- **Dentina profunda:** Es la dentina primaria o secundaria (de acuerdo con la edad del individuo) que protege a la pulpa dentaria conjuntamente con la predentina. La luz de los túbulos dentinarios es ocupada por los procesos odontoblásticos primarios, alcanzando un diámetro de 3.2 a 4.6nm, y una cantidad de 66.000 a 90.000 túbulos/mm². Constituye el sustrato adhesivo más deficiente, ya que el diámetro y la cantidad de túbulos presentes disminuye la superficie de dentina intertubular, aumentando la cantidad relativa de agua, con disminución de colágeno e hidroxapatita.¹¹
- **Dentina primaria:** Cuando el odontoblasto comienza a segregar la matriz de la dentina en la futura UDE o en la UDC, la célula empieza a desplazarse hacia la pulpa. El odontoblasto difiere del ameloblasto en que deja parte de la célula detrás y segrega la matriz a su alrededor. Mediante este proceso la pared celular se estira o se alarga de manera que parte del odontoblasto se extiende en toda la distancia de la UDE o la UDC en el inferior hasta la periferie de la pulpa.

¹¹ BARRANCOS, J. *Operatoria Dental*. Pág.276

La matriz segregada en un odontoblasto se difunde periféricamente hasta que encuentra otras matrices de la dentina, y finalmente se calcifica y forma la dentina intertubular. Más tarde, la prolongación odontoblastica contenida en el interior de la dentina intertubular disminuye su diámetro, y el espacio que antes ocupaba se rellena con una dentina muy calcificada conocida como dentina peritubular. Cuando el diente hace erupción en la cavidad oral, la dentina que se ha formado en esa época se denomina dentina primaria o dentina regular.

➤ **Dentina secundaria:** La capa formada en interior de la dentina regular y situada más próxima a la pulpa es la dentina secundaria. Comienza su formación aproximadamente en la época de que el diente hace erupción y entra en contacto con el diente opuesto. Esta sintetizada por los mismos odontoblastos que sintetizan la dentina regular. A medida que se forma la dentina secundaria, provoca la disminución global de tamaño de cámara pulpar. Ello es más evidente cuando se comparan las radiografías de los incisivos centrales maxilares permanentes cuando acaban de hacer erupción con las radiografías de los mismos dientes que hicieron erupción hace unos años.

Los dientes que acaban de hacer erupción poseen grandes cámaras pulpares y prominentes astas pulpares. Cuando continúan la formación de la dentina secundaria, se produce una disminución en el tamaño de los conductos, las cámaras y las astas pulpares. Es este proceso de formación de la dentina secundaria el que permite la construcción de las coronas metálicas en los dientes después de que han hecho erupción unos pocos años atrás. Si esta formación no tendría lugar, la incisión de la estructura del diente para la colocación e las coronas tendría a lesionar las grandes astas pulpares prominentes y las cámaras pulpares de los dientes.¹²

¹² BRAND, Richard. Anatomía de las estructuras orofaciales. Págs. 76 - 77

- **Dentina terciaria reaccional:** Se sintetiza y deposita como respuesta a agresiones patológicas externas de moderada intensidad que no llegan a destruir la barrera odontoblástica, como caries de avance lento, procedimientos operatorios, etc., que estimulan a los odontoblastos a la producción rápida y desorganizada de dentina, con deformación de la cámara pulpar. Esta dentina en contacto con la pulpa dentaria es un débil sustrato adhesivo¹³.
- **Dentina terciaria reparativa:** Se forma por severas agresiones patológicas externas como caries, fracturas, o calor generado por el instrumental rotativo, que determinan la destrucción de la barrera odontoblástica. Las células mesenquimáticas indiferenciadas son las encargadas de reemplazar a los odontoblastos perdidos que no presentan fenómenos de mitosis celular, por células odontoblastoides que cicatrizan la herida a través de un puente dentinario que forma la cámara pulpar. La neo dentina formada es de estructura irregular y con mínima cantidad de túbulos. Esta dentina desorganizada y anárquica es un sustrato adhesivo inseguro¹⁴.

2.2 Resinas Compuestas

2.2.1 Definición

Una resina es la sustancia coloidal que fluye de varias plantas y se obtiene artificialmente por destilación. Para la práctica odontológica esta constituye el resultado de la búsqueda de un material adhesivo y uno que endurezca en el medio bucal. Los primeros intentos para obtener una resina adecuada para una estructura combinada, se realizaron con resinas epóxicas, que tiene muy buenas propiedades adhesivas y endurecen con mínima contracción, pero no fue posible utilizarlas en materiales para restauraciones debido a que la adhesión a la estructura dentaria era deficiente luego de una exposición prolongada a un medio acuoso

¹³ RAMOS ATANCE, José Antonio. Ob. Cit. Pág. 175

¹⁴ BARRANCOS, J. Ibid. Pág. 277

y en parte como consecuencia de la dificultad para obtener un adecuada reacción de polimerización.

Las resinas acrílicas tienen cierta facilidad para polimerizar, así que se usaron los grupos metacrilatos para reemplazar los grupos terminales de la estructura epóxica.

Esta molécula denominada monómero de BIS-GMA; nombre tomado porque uno de los métodos utilizados para sintetizarla es la reacción entre el bisfenol A y el metacrilato de glicidilo.¹⁵

Según Cova, hay varias definiciones de compuesto, uno desde el punto de vista de la ingeniería y otro relacionado con la odontología. El mundo de la ingeniería define un material compuesto como un sistema de materiales compuestos de una mezcla de dos o más constituyentes que difieren en forma y que son esencialmente insolubles uno en el otro. Por esta definición observamos que los compuestos están alrededor de nosotros y la mayoría de materiales que usamos en los procedimientos odontológicos pueden ser considerados como compuestos. Por lo tanto, en el campo de la odontología prima una segunda y más específica definición: “Un compuesto de resina es una pasta de material restaurador basado en resina que actúa como un aglutinador orgánico monomérico que contiene al menos 60% de relleno inorgánico, junto a un sistema que produce la polimerización”¹⁶

Los doctores William y Cunningham, nos indican por otro lado: “Un material combinado o compuesto es aquel que tiene dos o más fases, notoriamente distintas. En general el compuesto contiene una matriz de resina con un componente cerámico disperso en él. Es por eso que se le llama resinas compuestas o resinas reforzadas. La naturaleza y propiedades de estos componentes han sido seleccionados de manera tal que contribuyan a mejorar las características de la combinación resultante”.¹⁷

Según Ralph, W. PHILIPS, un material compuesto es una combinación tridimensional de, por lo menos, dos sustancias

¹⁵ GALÁN J. *Dentística Operatoria*. Pág. 35

¹⁶ COVA, JOSE L. *Biomateriales Dentales*. Pág. 233

¹⁷ ALVARADO A. *Resinas Compuestas*. Tesis Maestría. Pág. 7 -8

químicas diferentes con una fase definida separando los componentes. Cuando la elaboración es correcta, el producto final es un material con propiedades superiores a las que podrían obtenerse con cualquiera de los componentes actuando solos, así pues, un material restaurador como la resina compuesta, es el material en el que una gran cantidad de relleno inorgánico es añadido a la matriz de la resina en forma tal, que las propiedades de la matriz están mejoradas.

En si son materiales combinados en los que se diferencian dos fases: Una matriz de resina blanda y partículas duras de relleno unidos por un agente de enlace que brinda un ensamble químico intermedio.¹⁸

RALPH H.; ESQUIVEL J.; 2004, La resina compuesta dental es un material de gran densidad de entrecruzamiento polimérico, reforzado con partículas de relleno que se unen a la matriz por un agente de conexión. Desde inicios de los años 70 han sido el material de elección para la restauración de las piezas del sector anterior, ganando aceptación por sus grandes mejoras en el sector oclusal, en piezas posteriores y zonas con gran exposición a las fuerzas por lo que además se usan como selladores de fosas y fisuras, cementación de otras prótesis fijas, adhesivos para frentes estéticos de porcelana. La vida media de una resina compuesta actual es aproximadamente de 7 años acercándose al de la amalgama de 10 años aproximadamente.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, las resinas compuestas son los materiales más usados en reconstrucciones estéticas, desde su aparición con Ray Bowen al finales de la década del cincuenta, han tenido transformaciones grandes y mejorado sus propiedades físicas y mecánicas. Bowen reforzó con partículas de carga las resinas epóxicas, al inicio la polimerización se hacía lenta y tendían a la decoloración, Bowen alcanzo un mejor resultado con la molécula de Bis-GMA combinando las resinas epóxicas y los acrilatos. El surgimiento del Bis-GMA sustituyó rápidamente a los silicatos y resinas acrílicas.

¹⁸ PHILIPS Ralph W. Simposio sobre Resinas en Odontología. Pág. 76 -78

CRISPIN, B.J.; 1998, Desarrollados en 1962 por el Dr. Ray Bowen, el termino composite se refiere a la combinación de 2 fases de componentes químicamente diferentes para la obtención de un material final con propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual. Una fase de polímero blando de una resina orgánica, el bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato). Dispersa en esta matriz se encuentra una segunda fase de partículas de cerámica inorgánica originalmente cuarzo y un agente de acoplamiento o silano. La resina es de naturaleza continua y activa y el relleno inorgánico inerte y discontinuo. La fase de resina tendría un comportamiento pobre como material restaurador. La adición de estas partículas de relleno inorgánicas le dan a este material propiedades físicas mejores respecto a las resinas sin relleno (resinas acrílicas), reduciendo además la contracción de polimerización en un 75 % y el coeficiente de expansión térmica en un 60%, reducen la absorción de agua, aumentan la resistencia compresiva, tensora, al desgaste, a la fractura y dan estabilidad de color. Arrastran en menor grado, algunos problemas de los silicatos y resinas acrílicas.

2.2.2 Composición

Las resinas compuestas pueden contener varias de las sustancias descritas en el cuadro 1.

CUADRO 1
COMPOSICION GENERAL DE RESINAS COMPUESTAS

MONOMERO		Di metacrilato aromático (Bis-GMA) trietilénglicol – dimetacrilato (TEGDMA) Diacrilato de Uretano (UDMA)
DILUYENTE		Monómero (metacrilato de metilo)
ACTIVADORES		Térmicos Químicos Fotoquímicos: - Luz ultravioleta - Luz visible
INICIADORES		Resinas termocurables - Peróxido de Benzoilo Resinas autocurables - Peróxido de Benzoilo/Amina Resinas fotocurables: - Para luz ultravioleta: • Benzofemonas - Para Luz visible: • Cetonas aromáticas (canforoquinona)
RELLENO		Silicato Dióxido de Silicio
TRATAMIENTO DE RELLENO	DE	Agentes de enlace Vinilo silano Gamma metacriloxipropilsilano
INHIBIDORES ESTABILIZADORES	O	Quinona (hidroquinona) - Éter monometílico de la hidroquinona
MATERIAL RADIOPACO		Fluoruro de bario
PIGMENTOS		

a) Función de cada componente.-

➤ **Monómeros:** los monómeros u oligómeros utilizados en las resinas compuestas deben de cumplir una serie de requisitos o criterios que son los siguientes:

- Biocompatibilidad
- Buenas propiedades físicas
- Estabilidad química en el medio bucal
- Alta reactividad (a bajas temperaturas)
- Vida útil larga
- Libre de sabor y olor

Los monómeros más utilizados en las resinas compuestas dentales son bisfenol A-diglicidildimetacrilato (Bis-GMA), dimetacrilato trietilen-glicol (TEGDMA) y dimetacrilato de uretano (UDMA).

Los oligómeros que consiguen estos criterios son las resinas acrílicas de alto peso molecular. Al respecto se han usado metacrilatos multifuncionales, preferentemente monómeros bifuncionales.

Los monómeros más utilizados son:

- **Bis-GMA**, que es un Dimetacrilato aromático. Este monómero se obtiene a partir de una resina epóxica, el bisfenol A y glicidil metacrilato. La resina epóxica tiene buenas propiedades adhesivas y endurece con mínima contracción, pero debido a que no se le puede utilizar sola como material de obturación por su deficiente adhesión a la estructura dentaria después del contacto prolongado con el agua y por dificultad de obtener una adecuada reacción de polimerización, se le agrega el glicidil metacrilato. El monómero de las resinas compuestas es un híbrido formado por una molécula epóxica (bisfenol A) con grupos terminales del metacrilato (dimetacrilato) de ahí las siglas Bis-GMA con que también se les designa.

- **TEGDMA**, es un metacrilato con una viscosidad comparativamente inferior que se utiliza para mantener la viscosidad de las resinas compuestas dentales tan baja que pudiera fabricarse y manipularse en clínica.
- **Dimetacrilato aromático**, a base de Bis-GMA sin el grupo hidroxilo.
- **Diacrilato de Uretano**, bifuncional que al polimerizar produce cadenas cruzadas dando una matriz insoluble, tiene una cadena más flexible y con mayor grado de conversión, mas biocompatible, tiene baja viscosidad por lo que acepta relleno fácilmente, posee una alta contracción a la polimerización, al reaccionar con el Bis – GMA lo hace en los grupos hidroxilos generando un sistema monomérico menos hidrofílico.
 - **Diluyente:** debido a que el monómero es demasiado viscoso, se emplean otros monómeros diacrilatos de bajo peso molecular con el objeto de reducir la viscosidad. Ejemplo de ello está el TEGDMA. Que ayuda a formar un polímero de cadenas cruzadas y polimerizan por adición.
 - **Activadores:** son todos aquellos mecanismos utilizados para inducir los procesos de la polimerización de los plásticos. Se clasifican de la siguiente forma:
 - Activadores Térmicos: Calor
 - Activadores Químicos: Animas Terciarias
 - Activadores Fotoquímicos: Luz Ultravioleta
 - **Iniciadores:** son aquellas sustancias que inician la reacción química y son capaces de romper la doble ligadura de monómero para convertirlo en polímero. Los iniciadores para resinas compuestas deben alcanzar ciertos criterios:

- Formación rápida de radicales libres a bajas temperaturas
- Alta reactividad de radicales formados
- Vida útil larga
- Baja tendencia a la decoloración
- Baja toxicidad
- Estar libre de olor
- Ser incolora

Los iniciadores pueden usarse en resinas termocuradas, autocuradas y fotocuradas. Las combinaciones son posibles por ejemplo autocurado con fotocurado y fotocurado con termocurado.

➤ **Relleno:** los materiales utilizados como relleno deben tener los siguientes requisitos:

- Incoloro
- Resistente a la disolución en agua o sustancias químicas (condiciones bucales).
- Sin problemas toxicológicos.
- Alta dureza
- Efecto de refuerzo al polímero.

Los rellenos más utilizados son vinil silano o gamma metacriloxipropilsilano. Estos rellenos se les agregan a los compuestos con el objeto de aumentar la resistencia y dureza, reducir el coeficiente de expansión térmica, reducir la contracción de polimerización y la absorción acuosa, facilitar la manipulación y dar radiopacidad.

➤ **Tratamiento de relleno:** el relleno se trata con agentes de enlace debido a que no forman un cuerpo con la matriz y, en consecuencia, no se adhieren a ella. Este tratamiento mejora la resistencia a la tracción y a la compresión, evitando que las partículas se desprendan debido a fuerzas masticatorias.

➤ **Inhibidores:** son sustancias que se agregan al compuesto para evitar la polimerización espontánea y aumentar la vida útil del material. Con este propósito se emplean las quinonas como

por ejemplo: hidroquinona, éter monometílico de la hidroquinona.

- **Material radiopaco:** se ha utilizado vidrio de fluoruro de bario, trifluoruro de Iterbio para hacer el compuesto opaco a los rayos X.¹⁹

b) Formula.-

Lo común es que las resinas compuestas de curado químico sean presentadas en forma de dos pastas: la pasta base universal que contiene el activador, y la pasta catalizador o reactor que contiene el peróxido de Benzoilo iniciador.

Teniendo generalmente como componentes:

Resina Bis-GMA – relleno de cuarzo – Dimetil-p-toluidina – peróxido de Benzoilo - pigmentos – absorbedor de luz ultravioleta - inhibidores.²⁰

2.2.3 Propiedades

- **Estabilidad dimensional a la polimerización**

La contracción que acompaña a la polimerización de las resinas acrílicas para obturación es de alrededor de 5-6 % en volumen. Varios factores se combinan para reducir la contracción de las resinas compuestas hasta alrededor de una decima de su valor, normalmente 0.65%.

Debido a la contracción volumétrica de polimerización de los compuestos, la contracción durante la polimerización es un factor limitante para el uso de los mismos en la técnica de restauración adhesiva. La contracción se debe a que la distancia entre las moléculas y las cadenas del polímero se acorta.

¹⁹ COVA, JOSE L. Ob. Cit. Pág. 234

²⁰ ALVARADO A. Ob. Cit. Pág. 7

La contracción de polimerización de las resinas oscila entre 2.6% y 2.8% en 24 horas (por volumen), aunque hay materiales que muestran una contracción de polimerización que puede reducir problemas clínicos al utilizar técnicas de obturación adhesivas, debido a la aparición de tensiones de contracción, que puede en el peor de los casos producir desajustes marginales, e incluso, en algunos casos, provocar una fractura en el esmalte dental.

La contracción por polimerización se puede contrarrestar hasta cierto punto por varios mecanismos: obturar con pequeñas porciones, reducir la obturación en masa, controlar los vectores de contracción y utilizar técnicas de capas incrementales o incrustaciones.²¹

- **Estabilidad Cromática.-**

Los depósitos de placa, que por regla general se decoloran, se adhieren muy bien a las superficies rugosas, típicas de los compuestos de macro partículas. Los poros en superficie también son buenas retenciones para los depósitos de placa. Sin embargo, en compuestos monocomponentes, como los fotopolimerizables, salvo en excepciones, es difícil que se formen poros.

La decoloración de superficie, por ejemplo, por algún componente de alimentos, a menudo viene dada porque la superficie del compuesto no es químicamente inerte. La razón principal es que existe un bajo índice de dobles enlaces en la zona de la superficie del material.

Las decoloraciones producidas en todo el compuesto tienen su origen con frecuencia en el aumento de opacidad provocado por la absorción de agua. También se conocen las decoloraciones provocadas por exposición a

²¹ COVA, JOSE L. Ob. Cit. Pág. 271

rayos UV, cuyo responsable es, generalmente un sistema de iniciación inestable al ultravioleta.²²

A parte de la influencia de los rayos UV sobre la estabilidad cromática no existe un método unitario para la revisión de la influencia de otros factores.

En la literatura se describen métodos de prueba utilizando diversas sustancias colorantes como, por ejemplo Café, té, aceite de oliva, diferentes soluciones colorantes y clorhexidina para estudiar la estabilidad cromática de las resinas compuestas. Es por esto que se hace difícil la comparación. Además, a menudo solo se realiza una valorización en las investigaciones. Por tanto adicionalmente en el desarrollo de un nuevo material se recurre con frecuencia a procesos de pruebas internas para poder garantizar una alta estabilidad cromática.

Los compuestos polimerizables muestran inicialmente un color amarillento debido a los catalizadores, camforquinonas, que desaparece una vez realizada la fotopolimerización. Este hecho se debe tener en cuenta al momento de seleccionar el color en el procedimiento clínico. Se dice que las resinas fotopolimerizables tienen colores muy estables.

- **Resistencia a la abrasión.-**

No se puede definir claramente en qué medida influyen los factores individuales específicos del material en la resistencia a la abrasión de un compuesto. Precisamente esta propiedad del producto se determina por la conjunción de múltiples factores. Además, en boca no solo tiene cierto lugar un determinado proceso de abrasión, sino una multiplicidad de diferentes procesos, que pueden ser a su vez específicos del paciente.

La abrasión de los compuestos también es motivada por factores específicos de manipulación como, la aplicación, acabado, pulido. En la investigación de los materiales, se

²² ALVARADO A. Ob. Cit. Pág. 14

han dividido los mecanismos de abrasión en los siguientes tipos:

- Abrasión adhesiva: es originada por la fricción inmediata de dos cuerpos donde se forman fuerzas de unión adhesiva con la consecuente abrasión.
- Abrasión abrasiva: partículas duras en superficies o entre superficies originan una abrasión sobre la superficie más blanda.
- Abrasión por corrosión: se debe a cambios químicos en la superficie como por ejemplo: oxidación por fricción.
- Abrasión por fatiga: debido a la formación de fisuras debajo de la superficie de la obturación por carga mecánica continua, lo cual origina pérdida de material.

Las siguientes propiedades de material pueden considerarse como los factores principales que determinan el comportamiento frente a la abrasión del compuesto:

- Calidad y tipo de la unión material de relleno-polímero.
 - Dureza de los materiales de relleno.
 - Estabilidad química del material de unión relleno-matriz.
 - Grado de relleno y densidad.
 - Resistencia a la abrasión de la matriz del polímero.
 - Tamaño de las partículas de relleno.
- **Radiopacidad.-**

Debido a la imposibilidad de una visión directa en clínica, a los materiales de obturación se les exige una suficiente radiopacidad para así poder determinar el diagnóstico de caries secundaria, excesos en el borde cervical, sobrantes, deficiencias en la restauración, inclusiones de aire y otras

imperfecciones de las restauraciones en dientes posteriores.

El valor de la radiopacidad mínima de los materiales de restauración se relaciona en principio con la radiopacidad de la dentina (300% Al), pero por motivos de seguridad del diagnóstico, dicho valor se ha establecido de acuerdo con la radiopacidad del esmalte dental (250% Al). Para un contraste claro en el radiodiagnóstico se exige incluso una radiopacidad de más de 300% Al. Otros autores informan que una radiopacidad demasiado alta, como la de la amalgama con más de 1200% Al, es peor para el diagnóstico de caries secundaria, que la de un material de restauración con un contraste similar al del esmalte. Algunas casas comerciales agregan sustancias radiopacas o rellenos radiopacos como el fluoruro de Iterbio.

- **Liberación de flúor.-**

El efecto preventivo de los iones flúor a la caries es indiscutible y está ampliamente documentado. Esto también se demuestra en las medidas tomadas, basadas en estos conocimientos, para la prevención de caries como la fluorización de agua potable y utilización de pastas dentífricas con flúor. También está demostrado el poder de prevención de caries de los materiales de restauración con contenido de iones de flúor como, por ejemplo, el vidrio ionomérico.

- **Consistencia.-**

Es la capacidad que tienen los compuestos de resina de ser o no pegajosos durante el proceso de obturación, de poder tallarse y mantener forma estable, así como buena resistencia debido a la viscosidad. La consistencia le permite al odontólogo adaptar con precisión el material a las paredes de la cavidad y poder tallar en forma anatómica la superficie oclusal. Los compuestos viscosos raramente presentan porosidad.

- **Susceptibilidad de pulido.-**

La capacidad de pulido de las resinas compuestas depende en alto grado del material de relleno, por tal motivo, existe la posibilidad de error durante el procedimiento clínico. Las resinas compuestas que tienen un mejor pulido y alto brillo son las que contienen micro rellenos las demás difícil pulido son las que contienen macro relleno. Los híbridos, formados por macro relleno y micro relleno, tienen un pulido intermedio. Para el pulido se deben seguir las recomendaciones de la casa fabricante.²³

- **Propiedades mecánicas.-**

Son considerablemente mejores que de las resinas acrílicas sin refuerzo y del cemento de silicato.

Tienen una resistencia de orden de 40 a 60 meganewtons por metro cuadrado (MN/m²), generalmente alrededor de 45 MN/m².

Estas resistencias se aproximan a la amalgama; pero clínicamente, la resistencia a la abrasión de las resinas compuestas no se aproxima a las de las amalgamas, y la pérdida de forma anatómica de las restauraciones es un problema significativo.

- **Propiedades físicas.-**

La conductividad térmica de las resinas compuestas es similar a la de las resinas acrílicas. Pero su coeficiente de expansión térmica es muy diferente; con un 75% a 80% de relleno, el coeficiente de la resina compuesta se halla en el orden de $24 \text{ a } 28 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, aunque ello representa un gran avance con respecto a la resina acrílica, es aun significativamente a los coeficientes de expansión de la dentina y del esmalte. Por lo tanto, es posible que con las

²³ COVA, JOSE L. Ob. Cit. Pág. 271

resinas compuestas se produzcan precolación y filtración marginal.

El significado clínico de ello no es claro, pero mediante el uso de algunas técnicas este problema parece ser de importancia secundaria.²⁴

2.2.4 Clasificación de las resinas Compuestas.-

Las resinas compuestas se diferencian principalmente por su componente de relleno inorgánico.

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, La clasificación más usual está basada en el tipo de carga utilizada. Esta clasificación permite una generalización muy popular de las resinas compuestas en tres tipos: macropartícula, micropartículas e híbridas, las macropartículas poseen grandes partículas de vidrio o cuarzo y las de micropartículas pequeñas partículas de sílica. Las híbridas tienen ambas partículas mezcladas variablemente.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, De forma simplificada se pueden ordenar por el tipo de carga en resinas de: macropartículas, micropartículas, híbridas (minipartículas, submicrométricas, baja viscosidad (flow), alta viscosidad (condensables).

- **Resinas compuestas de macropartículas.-**

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, son denominadas así por el tamaño de las partículas que van de 15 a 100 micrómetros, en los productos más antiguos por esta razón conocidas como tradicionales o convencionales, las más frecuentes son las de cuarzo inorgánico o cristal de estroncio o bario que varían de 5 a 12 micrómetros, pueden presentarse esporádicamente hasta de 100 micrómetros; El cuarzo fue sustituido por su radiopacidad que es menor que la dentina, a pesar de su

²⁴ ALVARADO A. Ob. Cit. Pág. 23

excelente estética y durabilidad. La radiopacidad es exigencia actual y puede ser obtenida con vidrios radiopacos como el de estroncio (densidad de 2.44g/cc) y vidrio de bario (3.4g/cc) estos al ser más densos que otras partículas de carga especialmente los de bario aumentan el contenido de carga por peso y son molidos con facilidad.

CRISPIN, B.J.; 1998, las resinas compuestas con macrorelleno fueron los primeros en ser empleados, contenían relleno de cuarzo, la radiolucidez de este dificultaba la detección de caries secundarias bajo las restauraciones. El tamaño medio oscilaba entre 15 a 30 micrómetros (partícula grande), incluso 100 micrómetros, permitían una carga de 75-80%, por peso.

No se podían obtener superficies lisas, ya que al pulir quedaban al descubierto partículas grandes e irregulares pues se eliminaba con mayor facilidad la matriz que es más blanda, esto conducía al arrancamiento de estas partículas grandes, aumentando la rugosidad de la superficie, al ser sometida la resina a cambios térmicos y al tener la matriz y las partículas diferentes coeficientes de expansión térmica, las partículas se aflojaban. Las superficies rugosas facilitan la acumulación de placa, facilitan la tinción e irritan la encía adyacente comprometiendo de esta forma la estética, presentaban en el sector posterior baja resistencia al desgaste, por todo ello debían ser remplazadas muy prontamente.

Los macrorellenos más recientes contienen partículas de 1 a 5 micrómetros de tamaño (partícula pequeña) con similares valores de carga orgánica, los rellenos de cristales de bario y estroncio son de menores tamaños y más blandos, permitiendo un mejor pulido, menor riesgo de rugosidad y pigmentaciones. Además de ser radiopacos, los macrorellenos son fabricados actualmente de partícula pequeña.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, En un principio el tamaño de las partículas era de 15 a 100 μm , actualmente partículas de 2 micrómetros son consideradas macropartículas, estas partículas eran de cuarzo inorgánico y vidrio de estroncio o bario, el cuarzo fue lentamente sustituido porque a pesar de su excelente estética y durabilidad posee radiopacidad menor que la dentina, además de ser altamente duro pues desgastaba con la falta de armonía la dentición natural antagonista.

- **Consideraciones clínicas de las macropartículas.-**

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, por las dimensiones grandes de las partículas de carga, las resinas compuestas de macropartículas presentan deficiencias como la rugosidad superficial, dificultad de pulido, hay un desgaste preferencial de la matriz resinosa, que propicia una prominencia de las macropartículas de carga más resistentes. Estas partículas se desprenden y forman pequeños cráteres, esto influye en el brillo superficial y las hace más susceptibles a las manchas por ser lugares de retención de manchas. La textura superficial pobre es probablemente la razón de su desempeño clínico inferior en la región posterior, al encontrarse bajo tensiones oclusales.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, Fueron sustituidos por su desempeño clínico, su alta rugosidad superficial, su pulido difícil, el desgaste de la matriz de resina dejaba al descubierto las prominencias de las partículas grandes de carga que son más resistentes al desgaste que la matriz, esta rugosidad disminuía el brillo superficial y hacía más susceptible la aparición de manchas por retención de pigmentos. Existen alternativas mejores al empleo de este tipo de

resinas razón por la cual no es muy indicada en ninguna situación clínica.²⁵

- **Resinas compuestas de micropartículas.-**

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, debido al pobre poder de pulimiento de las resinas de macropartículas, surgieron las resinas compuestas de micropartículas. Las micropartículas son hechas de silica pirogénica (ceniza) o silica coloidal; Son aproximadamente 300 veces menores que una partícula de cuarzo en una resina compuesta tradicional (0,4 micrómetros). Las micropartículas son obtenidas a través de la ceniza proveniente de la quema de dióxido de silicón (silica pirogénica) o por adición de partículas coloidales de silicato de sodio al agua y al ácido clorhídrico (silica coloidal). Las micropartículas son adicionadas a la matriz resinosa por 2 formas: directa (resinas compuestas homogéneas) e indirecta (resinas compuestas heterogéneas).

En las resinas compuestas homogéneas las micropartículas son añadidas en su forma original a la matriz, lo que resultaría ideal si fueran incorporadas en cantidades altas lo que no es posible, pues una adición aunque mínima aumenta la espesura del producto, pues las partículas muy pequeñas poseen una gran área de superficial. Esta limitante impulso el desarrollo de micropartículas heterogéneas, en estos composites las micropartículas no son añadidas directamente sino que son comprimidas en aglomerados a través de procesos de sintetización, precipitación, condensación o salinización, estos aglomerados se añaden a la matriz resinosa incorporándose alrededor del 70% en peso o más de carga.

²⁵ www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml

La resina se polimeriza posteriormente en bloque, para ser congelada y posteriormente molida en partículas que varían de 1 a 100 micrómetros oscilando entre 20 y 60 micrómetros, estas son las partículas denominadas prepolimerizadas y son finalmente adicionadas a la resina no polimerizada que ya contiene partículas (homogéneas), dando como resultado un producto final con alto contenido de carga (80%). Se puede obtener superficies mas pulidas de mayor durabilidad que con las de macropartículas.

CRISPIN, B.J.; 1998, se desarrollaron a finales del siglo setenta, fabricados y diseñados para solucionar el frecuente problema de pulido de los macrorellenos. El microrelleno contiene partículas de sílice submicrónicas (0,04micrometros) en lugar de cuarzo o cristales, estas partículas permiten un optimo pulido de la superficie consiguiendo una textura parecida a la del esmalte. El sílice pirolítico (ceniza de sílice) es un agente espesante de las pinturas y cosméticos. Al incorporar una pequeña cantidad aumenta de forma impresionante la viscosidad de la resina, por la elevada superficie de área del microrelleno, por esto se incorporan grados bajos de carga (menor al 35% en peso) en consecuencia las propiedades físicas y el comportamiento clínico fueron decepcionantes.

Los microrellenos empleados actualmente son del tipo heterogéneo y se fabrican para aumentar la carga de relleno. El primer método mezcla el microrelleno y la resina bajo calor, se polimeriza la mezcla y se la tritura en partículas de 1 a 200 micrómetros de tamaño. Las partículas prepolimerizadas se añaden a una resina no polimerizada similar. El segundo método usa el sinterizado para aglomerar el microrelleno en pequeñas bolas (0,07 -0,2 micrómetros) o complejos mayores (3 – 5 micrómetros), que son añadidos a una resina no polimerizada.

Se puede recurrir a uno a ambos métodos consiguiendo una carga de relleno en peso ligeramente superior al 50%. La calidad final de los microrellenos supera de manera amplia a los macrorellenos. Pero su mayor cantidad de matriz resinosa le da propiedades clínicas menos favorables, mostrando un coeficiente alto de expansión térmica, mayor contracción de polimerización, mayor absorción de agua y una resistencia menor.

- **Consideraciones clínicas de las micropartículas.** -

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, Posee ventajas sobre las resinas convencionales, al permitir mayor grado de pulimiento, estas al comportarse muy bien en el sector anterior donde las tensiones masticatorias son relativamente pequeñas, presentan problemas en el sector posterior de alta tensión masticatoria. Poseen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales, observándose de manera general mayor sorción de agua, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad. A pesar de su resistencia al desgaste por fricción comparados con los composites híbridos pesados (alta cantidad de carga), no están indicadas en áreas de alta concentración de tensiones por la probabilidad de fractura, por poseer baja resistencia a la tracción.

Las micropartículas de carga ofrecen un grado de pulimiento imbatible, dando alta estética a la restauración esto debido a que las partículas de carga son menores que las partículas de los dispositivos abrasivos para el acabado y pulido de las restauraciones, la matriz y micropartículas son removidas juntas.

El coeficiente de expansión térmica indica cuanto se expandió o contrajo un material debido a alteraciones térmicas, las resinas microparticuladas poseen un alto coeficiente de expansión térmica, por su menor contenido de carga, lo que aumenta la posibilidad de desintegración marginal y microfiltración.

La baja resistencia a la tracción, se caracterizan por una mayor flexibilidad, son por lo tanto susceptibles a la propagación de grietas, por lo que son contraindicados en clase I, II y IV. La baja resistencia a la tracción puede relacionarse a la propagación de grietas circunyacentes a las partículas de carga por la débil unión de las partículas prepolimerizadas a la matriz resinosa.

Poseen una alta capacidad de deformación, hay una conexión deficiente en la interface partículas prepolimerizadas y la matriz circunyacente observada en resinas compuestas de micropartículas con partículas de carga prepolimerizadas, debido a que son altamente polimerizadas y no se copolimerizan con la matriz adyacente resultando en una dislocación de partículas. Esto ocasiona una estructura susceptible a la deformación con tendencia a la fractura.

Su alta contracción de polimerización, levemente mayor que la observada en las resinas tradicionales, por el hecho de tener mayor matriz resinosa disponible para la contracción. La contracción de polimerización es un problema asociado a las resinas compuestas que desencadenan fallas marginales, observados visualmente como líneas blancas que indican fallas en los bordes.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, Surgen a consecuencia de las desventajas de las resinas compuestas de macropartículas, las micropartículas se obtienen de la silica pirogénica o coloidal y son 300 veces menor que una partícula de cuarzo, en el orden de 0,04 mm.

Clínicamente se comportan bien en la región anterior donde las tensiones masticatorias son relativamente bajas, presentan problemas en la región posterior por sus inferiores propiedades mecánicas.

Tienen una estética excepcional por la translucidez natural, el alto grado de pulimiento que se puede conseguir en relación a las resinas híbridas y de macropartículas. Sus limitaciones las contraindican en restauraciones clase I, clase II, clase IV por la susceptibilidad a la fractura y baja resistencia a la abrasión; Su menor modulo elástico (menor rigidez) y las mejoras en las propiedades de las resinas de micropartículas modernas, por la incorporación de altas cantidad de carga a través de la prepolimerización ampliaron sus indicaciones clínicas: facetas estéticas, clase V, clase V radicular, clase III (individual o en conjunto con resina híbrida), núcleos (muñones) de relleno sobre tornillos prefabricados.

Entre sus contraindicaciones están: el uso generalizado en dientes posteriores, como ultima capa (oclusal) en dientes posteriores, facetas estéticas con reducción incisal y restauraciones clase IV en forma general.²⁶

- **Resinas compuestas Híbridas.-**

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, tienen tanto micro como macropartículas de carga. Algunas resinas convencionales poseen también macro y micropartículas de carga ya que estas últimas pueden se utilizar para ajustar la viscosidad. Estas no se denominaban híbridas pues la cantidad de micropartículas que poseían era pequeña (5%).

Las resinas compuestas híbridas actuales contienen entre 10 y 20% en peso de micropartículas de silica coloidal y 50 a 60% de macropartículas de vidrio, llegando a un 75 a 80% total en peso. Las micropartículas pueden ser añadidas de forma pura, prepolimerizadas y aglomerados.

²⁶ www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml

Al combinar macro y micropartículas confiere al material propiedades únicas y superiores: Mejorando la transferencia de tensiones entre las partículas, es decir al aumentar la carga en porcentaje la distancia entre partículas disminuye aliviando la tensión y mejorando de esta manera la resistencia hay un aumento de la fuerza cohesiva en la matriz, dificultando propagación de grietas. Para motivos didácticos las resinas híbridas están divididas en: híbridas de pequeñas partículas, híbridas submicrométricas, e híbridas con alta cantidad de carga.

CRISPIN, B.J.; 1998, las resinas compuestas híbridas combinan ventajas de los macro y microrellenos, pueden ser descritos como resinas compuestas de macrorelleno de partícula pequeña (0,6-5 micrómetros), con microrelleno de 0,04 micrómetros, incorporados a la matriz de resina, el microrelleno presenta un coeficiente de expansión térmica compatible con las partículas de macrorelleno reduciendo su aflojamiento al ser sometida a un cambio térmico. La carga es del 80% en peso le da propiedades similares a los de macrorelleno y la mezcla con microrellenos la obtención de una superficie mas lisa. Sistemas más actuales incorporan bolitas de microrelleno aglomeradas de 0,1 micrómetros, estos combinados con microrelleno de 0,04 micrómetros y macrorelleno de partícula pequeña mejoran más el refuerzo y el endurecimiento de la matriz de resina debido al aumento de la carga de relleno. Las resinas compuestas híbridas tienen propiedades físicas mejores, su comportamiento clínico supera a los macrorellenos y microrellenos, exceptuando la calidad en el pulido de estas últimas. Las resinas compuestas híbridas pueden subdividirse basándose en el tamaño del macrorelleno empleado.

En las nuevas resinas compuestas los esfuerzos de los fabricantes se centran en la distribución del tamaño de las partículas. Consiguiendo partículas inferiores a un micrómetro hasta un tamaño máximo de 2-4 micrómetros.

Los primeros híbridos submicrónicos presentan una distribución bimodal del tamaño de las partículas, tienden a agruparse en dos valores 1 y 5 micrómetros. Materiales más recientes triturados de mejor manera, se realiza la distribución continua del tamaño de las partículas, con un mejor empaquetamiento y mayor número de partículas por unidad de volumen. Ensayos in vitro indican mejora en las propiedades, gran translucidez, y excelente pulido en áreas de extrema estética.

CASTAÑEDA, J.C.; 2009, las resinas microhíbridas poseen un alto porcentaje de carga inorgánica, son de viscosidad media, tienen una alta resistencia al desgaste, excelente estética, son de rugosidad superficial aceptable, de modulo elástico medio, tienen una gran versatilidad, son disponibles en gran variedad de colores, con diferentes grados de translucidez y opacidad.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, Poseen macro y micropartículas de carga, obteniendo así características de cada una de estas partículas. Las resinas híbridas actualmente están constituidas por 10-20% de micropartículas de silica coloidal y 50-60% de macropartículas de vidrio de metales pesados. Tienen un porcentaje de carga del 75-80%.

Esta combinación de partículas mejora la transferencia de tensión entre partículas, confiriendo propiedades únicas y superiores. El aumento porcentual de carga disminuye la distancia interparticular, mejorando la resistencia del material, pues la carga es inherente y no cambia dimensionalmente. Las resinas híbridas se dividen en:

- **Híbridas de pequeña partícula.-**

CRISPIN, B.J.; 1998, Los híbridos de partícula pequeña sus partículas tienen un tamaño medio de 1 a 5 micrómetros. Al combinar partículas submicrónicas con microrelleno de 0,04 micrómetros y el aglomerado se eleva el porcentaje de carga y la capacidad de pulido. Los sistemas de pulido son fabricados para conseguir una superficie óptima de pulido de las resinas compuestas híbridas, el pulido de los híbridos submicrónicos se aproxima al de los microrellenos.

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, Las híbridas de pequeñas partículas llamadas así porque las macropartículas varían entre 1 a 5 micrómetros, contienen micropartículas en un 10 y 15%, presentando calidad de pulido buena y resistencia al desgaste.

- **Híbridas submicrométricas.-**

CRISPIN, B.J.; 1998, Híbridos submicrónicos, estos contienen macrorelleno de partículas de tamaño menor a 1 micrómetro (0,6-0,7 micrómetros).

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, Las resinas híbridas submicrométricas son denominadas así por poseer partículas de carga menores de 1 micrómetro (0,6- 0,8micrometros), poseen una estrecha distribución de partículas, con alta incorporación de micropartículas en la matriz resinosa, que son añadidas de manera directa o prepolimerizadas. Al poder incorporarse hasta 80% en peso de carga, se aumenta el refuerzo particular y la fuerza cohesiva de la matriz polimérica.²⁷

²⁷ www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml

- **Resinas de alta viscosidad “Condensables o Compactables”.-**

CRISPIN, B.J.; 1998, Los híbridos fuertemente cargados la carga de relleno es superior al 80% es la más alta obtenida, son fabricados distribuyendo de manera específica el tamaño de las partículas, consiguiendo un empaquetamiento estrecho reduciendo al mínimo la resina reforzada con microrelleno entre las partículas. Se aumenta la rigidez y la resistencia a la fractura. Son duraderos, apropiados para áreas de soporte de carga, pero el tamaño de sus partículas 10 a 25 micrómetros, hacen que la capacidad de pulido sea menor, que los de partícula pequeña y submicrónicos. Están indicados en áreas posteriores con contacto oclusal o proximal o muñón o capa de refuerzo lingual en el sector anterior.

CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N.; 2001, Las resinas compuestas híbridas con alta cantidad de carga (híbridas pesadas) presentan más del 80% de carga en peso obtenida al realizar la distribución de partículas de carga de varios tamaños. Al incorporar cantidades altas de partículas inorgánicas da como resultado un refuerzo particular máximo y un módulo elástico elevado deformándose muy poco bajo tensión. Al poseeré macropartículas de 10 micrómetros de tamaño estas resinas pesadas híbridas no puede alcanzarse un pulido óptimo.

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.; 2003, Fueron lanzadas como un material alternativo a la amalgama para restauraciones estéticas posteriores, es un material viscoso que se comportara clínicamente como la amalgama, por ello el primer material se denominó ALERT (amalgama kile estetic restorative material), son resinas compuestas submicrométricas con altísima incorporación de carga superior al 80% en peso. Fueron creadas por la dificultad de obtener puntos de contacto en dientes posteriores, pero son mal llamadas condensables

pues no poseen la propiedad de condensarse es decir no disminuye de volumen al ser compactada.

Poseen ventajas en cuanto a la manipulación cuando se utiliza la técnica de incremento único y escultura, la obtención del punto de contacto es fácil por ser un material más pesado, al ser polimerizados en una sola vez puede generar tensión de contracción y causar fractura y/o imperfecciones marginales. Para la obtención de buenos resultados se debe usar una resina de modulo elástico bajo subyacente (flow) este artificio posibilita una mejor obstrucción y relleno y alivia las tensiones por ser de un modulo elástico más bajo compensando la contracción de polimerización de si propia y de la resina condensable colocada sobre ella.

CASTAÑEDA, J. C.; 2009, las resinas condensables, poseen un alto porcentaje de carga cerámica, alta viscosidad, resistencia al desgaste variable, estética aceptable, alta rugosidad superficial, alto modulo de elasticidad, están indicadas para el sector posterior en cavidades clase I, y II.

- **Resinas de baja viscosidad (Flow).**-

CARVALHO, M.; CAMARGO, C.; ANDRIANI, O.); 2003, resinas flow o que pueden fluir, son resinas con menor cantidad de carga con una matriz resinosa menos viscosa (mas diluyentes), tienen buen desempeño en cuanto a tracción y compresión, su fluidez es mayor que una resina de micropartículas y menor que la de un sellante de fosas y fisura, por lo que puede aplicarse a través de una jeringa de punta firme que facilita su aplicación. Están disponibles en varios colores, pero son más translucidas generalmente.

3M, Filtek™ FLOW, 2010 restaurador fluido, perfil técnico del producto, Material restaurador fluido de baja viscosidad, compuesto por Bis-GMA y TEGMA además contiene un polímero dimetacrilato, que mejora las características de manejo, coadyuva en mantener la forma y el sitio de aplicación, hasta ser polimerizado. El relleno es de zirconia/silica, la carga de relleno es de aproximadamente 68% en peso (47% por volumen), el tamaño de las partículas de 0,01 a 6.0 micrones, tamaño promedio 1.5 micrones. Esta indicado en restauración de lesiones cariosas con preparaciones mínimamente invasivas, preparaciones con aire abrasivo, preparaciones de túnel, bloqueador de irregularidades zonas retentivas, sellador de fosas y fisuras, reparación de defectos pequeños en restauraciones estéticas indirectas.

CASTAÑEDA, J.C.; 2009, las resinas fluidas, poseen baja viscosidad, tienen poca resistencia al desgaste, alta contracción de polimerización, son de bajo módulo elástico es necesario el uso de resinas con mayor resistencia al desgaste sobre ellas. Están indicadas como material intermediario, agente cementante y restauraciones mínimas.²⁸

- **Resinas de nanopartículas.-**

BERTOLDI A; (2010), la nano tecnología, denominada también tecnología de lo pequeño o molecular, en la odontología es aplicada en los materiales dentales, específicamente en las resinas compuestas con nanotecnología, al ser incorporados partículas de escala nanométrica a manera de relleno, junto con partículas de tamaño promedio a un micrón. Un nanómetro equivale a la millonésima parte de un milímetro, equivalente a 10 átomos de hidrogeno, un nanómetro sería un balón de futbol al lado del planeta tierra.

²⁸ www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml

Las resinas compuestas de nanrelleno poseen partículas entre 20 a 60 nm, son de forma esférica, con dispersión de tamaño baja. Obtenidos por procesos de sílice coloidal, estas tienden a aglomerarse, no pudiendo ser aprovechadas de esta manera por ello se les realiza un tratamiento superficial con silano, que evita su aglomeración, al ser muy pequeñas y numerosas, poseen una elevada energía superficial.

Las resinas compuestas de nano partículas poseen una disminución de la contracción de polimerización, al poseer esta resina compuesta más carga orgánica, con disminución de la cantidad de matriz responsable de esta contracción. Existe un tope máximo de incorporación de carga cerámica, al sobrepasarlo la resina compuesta pierde características ópticas y de manipulación.

Las nanopartículas por su tamaño no reflejan la luz, las ondas de luz las atraviesan sin reflejarse en ellas. Así adicionadas a las resinas compuestas no alteran su opacidad ni translucidez. Las nanopartículas no se comportan como sólidos sino como líquidos. Al ser transparentes y comportarse como líquidos, no podrían ser utilizadas como material de relleno, por ello se acompañan con partículas mas grandes entre 0.7 micrones, que actúan como soporte, dan viscosidad al material, el color, la opacidad y la radio opacidad a este tipo de resinas.

VOCO; Grandio; 2006, nano es un prefijo matemático para magnitudes debajo de micro, una nanopartícula tiene un diámetro de 10 a 100 nm. Por debajo de la longitud de onda de la luz visible.

Hay dos formas de conseguir estas partículas. La primera reducir el tamaño de las partículas grandes a través del desgaste y tamizado. La segunda crea nanopartículas de átomos o moléculas con cristalización sol-gel controlada o por pirolisis por flameado.

Ambos tienen un problema en común el aglomerado pues poseen superficies muy extensas en comparación con su volumen, sin tratamiento se aglutinan de inmediato convirtiéndose en una micropartícula normal (500 nm. o 0,5 micrón) de diámetro, perdiendo las propiedades de la partícula nano. Para evitar esto se inactiva la superficie de la nanopartícula de manera química para conseguir su aislamiento.

Las partículas aisladas no se comportan como un sólido al ser añadidas a la matriz, sino similares a un líquido. La viscosidad se reduce, por ello son mezcladas con macropartículas. Al mezclar micropartículas a la matriz se produce una masa pegajosa, el mismo contenido pero con nanopartículas produce un líquido similar al aceite. Con los nanorellenos se puede alcanzar una carga de 87% en peso, exhibiendo una contracción de solo 1,57%, las nanopartículas crean un efecto de red en la matriz resinosa que mejora las propiedades de resistencia a la tensión, abrasión y estabilidad marginal. La translucidez aportada por las nanopartículas mejora el resultado estético. Las propiedades de consistencia y manipulación se ven grandemente mejoradas.

La resina Grandio de Voco, es una resina compuesta nanohíbrida, contiene nanopartículas de dióxido de silicio (SiO_2), entre 25 a 60 nm. , y partículas de microrelleno con un tamaño promedio de 0.7 micrones, con ello propiedades físicas, mecánicas, estéticas superiores, disminuyendo la contracción de polimerización en un 1,57%, al incorporar partículas cerámicas en un 87% de peso. Es de consistencia suave, con mantenimiento de la forma y adhiriéndose al instrumento mínimamente.

MURILLO, CRISTIAN, (2008), un nanómetro es la millonésima parte de un milímetro, las resinas nanohíbridas contienen un material de relleno que oscila entre 10 a 500 nm, la nanotecnología empleada en este tipo de resina le confieren características diferentes a las anteriormente utilizadas.

Las partículas aisladas de tamaño manométrico se comportan como un líquido y reduciendo su viscosidad. La carga confiere un alto peso molecular, con una mejor manipulación, mejores propiedades físicas, como ser mejor resistencia, mejor acabado, mayor translucidez, resistencia a la tracción, la abrasión y menor contracción de polimerización, al cubrir los espacios microscópicos entre las moléculas de polímero (analogía.- en una caja colocar pelotas de golf, luego canicas por último arena, esta última cubrirá los espacios entre las pelotas y las canicas).

CASTAÑEDA, J, 2009, las resinas de nanotecnología, tienen una alta resistencia al desgaste, excelente estética, excelente textura superficial y mejores propiedades que las micropartículas; están indicadas en clase I, II, III, IV, V y facetas directas; marcas como SUPREME DE 3M ESPE, Grandio de Voco y TPH 3 densply, poseen este tipo de nanotecnología.²⁹

2.3 Sistema de fotocurado

2.3.1 Fotopolimerización

Para la polimerización de las resinas compuestas de fotocurado, se utilizan lámparas que utilizan la luz como activadora de la reacción de polimerización. Esta luz actúa sobre iniciadores que producen la ruptura del doble enlace del monómero ya si desencadena el proceso de polimerización.

El proceso de endurecimiento de un polímero ocurre por la unión de moléculas, que después de unirse ocupan volumen menor que el inicial (contracción).

Este proceso ocurre en fases o etapas: una denominada

Pre-gel: el material visco elástico es transformado en rígido elástico; en esta fase no se producen consecuencias mayores en la contracción.

En la fase post-gel: la resina compuesta desarrolla características de un sólido; en consecuencia, la magnitud de contracción de polimerización

²⁹ www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml

está influenciada en la intensidad de las tensiones generadas durante el endurecimiento de la resina compuesta.

Por lo tanto debemos definir el punto gel, como el momento en que el material ya no es capaz de promover escurrimiento de las moléculas durante la contracción de la polimerización.

Es importante saber diferenciar que en el momento de la polimerización existen factores propios de la resina, y otros factores propios de la lámpara de fotocurado, y que no pueden darse aisladamente; sino en conjunto pues constituyen un complejo inseparable.

Actualmente los fabricantes de resina con el propósito de conseguir una polimerización más rápida, han agregado fotopropagadores diferentes a la camforquinona. Para entender esto debemos recordar que solamente la longitud de onda azul es utilizada por la camforquinona, que si bien no es el único propagador, es el más frecuente y abundante dentro de las resinas compuestas.

2.3.2 Lámpara de Luz de Diodo (LED)

El sistema de polimerización llamado LED (Light Emitting diode), proviene de las iniciales que se refieren a Diodos Emisores de Luz, que presentan algunas características importantes y que al menos desde su introducción fueron consideradas como mejoras a los sistemas existentes en ese entonces. Entre estas mejoras, están:

- Alta eficiencia.
- Larga vida de servicio.
- Mínima emisión de calor y no calentarse.
- No existe la necesidad de filtros.
- No necesitan ventiladores para su enfriamiento.
- Fácil limpieza.
- Silenciosos.
- Sin presencia de focos.
- No presentan degradación a través del tiempo.
- Menor tamaño y operan por baterías.
- Sin cordones y portátiles.
- Eficiencia en relación al costo.
- Relativamente nueva tecnología en la industria dental.

Un diodo de emisión de luz, es un aditamento semiconductor óptico; y un conjunto de diodos, es armado como un generador de luz para proporcionar la suficiente energía para el curado de los materiales. Los sistemas LED, son una combinación de dos semiconductores. Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es aplicado, los electrones se conectan y producen luz.

Estos sistemas de curado LED a pesar de ser muy convenientes, presentan una banda muy delgada de salida de radiación que generalmente es únicamente en el rango de 460 – 470nm. Esta longitud de onda puede ser altamente efectiva para curar resinas compuestas y adhesivos con camforquinona, pero no son necesariamente efectivos en productos o materiales con otros fotoiniciadores.

Rueggeberg ha demostrado que la profundidad de curado o el grado de conversión de las resinas compuestas, puede estar comprometido cuando se utilizan sistemas LED; y esto, no solamente por su rango pequeño de longitud de onda, sino además por presentar una densidad de bajo poder. Los primeros sistemas de polimerización de LED, presentaron emisiones de salida bajas (350-500 mW/cm²) quizás debido a tener un solo diodo o muy pocos diodos en su punta.

Muchas de las lámparas de luz de LED de las más recientes generaciones, han sido desarrolladas con la capacidad de emitir luz a una intensidad mucho mayor (800-1200 mW/cm²), aún siendo del mismo fabricante y sin diferencias obvias en su forma o presentación y por lo tanto, es muy conveniente evaluarlas previo a ser utilizadas, en cuanto a su emisión y en cuanto a su capacidad de polimerización para poder desarrollar protocolos de polimerización adecuados y específicos para cada lámpara, en combinación con el material a utilizar.

Como ya se sabe, la ventaja principal de una lámpara LED es que emite luz azul visible en una banda delgada que corresponde con el punto de absorción del iniciador (camforquinona), pero además están las de poder tener miles de horas sin disminución en la intensidad de la luz y de que no existe la emisión de Infrarrojos.

Se han observado también en estos sistemas, la presencia de algunas desventajas o características desfavorables, como: el ser poco efectivos en polimerizar adecuadamente tonos oscuros, el tener que hacer una aplicación de luz por mayor tiempo del sugerido en los sistemas polimerizados por luz halógena y que esto, no asegura una mayor polimerización, lo que generó la interrogación de que si con estos sistemas de polimerización se tenía que desarrollar otro tipo distinto de protocolo de polimerización o alterar el ya existente y que se había utilizado por muchos años con éxito en los sistemas de luz halógena.

Posteriormente, se observó que aún cuando las lámparas LED no emiten calor, si se llega a generar calor en la punta emisora de luz por el efecto fototérmico de los fotones y en el material por la reacción exotérmica de la polimerización; además de que este tipo de emisor de luz, es en algunos sistemas incompatible con materiales que utilizan fotoiniciadores en el rango de 400-450 nm.

Reportes más recientes sobre los sistemas de polimerización por lámparas LED, han demostrado que algunas lámparas que tienen una gran cantidad de diodos, pueden generar una cantidad significativa de calor y que esto deteriora los sistemas internos y a los diodos, por lo que muchas de las lámparas más actuales presentan dentro de su funcionamiento ventiladores que disipan este calor.

Algo que es importante considerar en aparatos para uso dental y que no siempre se tiene la precaución de analizar o de verificar, son las interferencias propias que los impulsos eléctricos pueden presentar en marcapasos cardiacos o cerebrales y con desfibriladores. Solo en algunos manuales de lámparas LED (como en los aparatos de electrobisturí), se han encontrado recomendaciones a este respecto.³⁰

³⁰ www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2009/od95d.pdf

2.4 Medición de la profundidad de fotopolimerizado

2.4.1 Método

Para la obtención de datos se utilizó el método de medición directa del producto, midiendo la longitud de la resina que fue polimerizada, teniendo un valor exacto de la penetración de los haces de luz que fotoactiva la resina para que endurezca, este método se realizó con un calibrador que nos da medidas con escala de 0.01mm es decir una muy buena medición.



4. Antecedentes investigativos.

- “Eficacia in vitro de las lámparas LED y lámparas de luz halógena en el fotopolimerizado de resinas de nanorelleno, Arequipa 2006-2007”

Autor: Núñez Fernández, Christian Víctor

- “Comparación de grado de retención y/o adhesión entre tres tipos de resinas: dos ortodónticas de autopolimerizado y una para restauración de fotopolimerizado, en el fijado de braquets de ortodoncia, in vitro, Arequipa 2001”

Autor: Mamani Flores, Roberto Sandro

- “Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de una resina híbrida, fotocurada con luz halógena y con luz de diodo, Arequipa 2005”

Autor: Villavicencio Caparó, Emilio

5. Interrogantes.

- ¿Cuál será la profundidad de foto polimerización empleando el sistema de fotocurado con luz de diodo en la resina de color A2 para esmalte de 3 diferentes marcas (KERR, 3M Y FGM)?
- ¿Cuál será la profundidad de foto polimerización empleando el sistema de fotocurado con luz de diodo en la resina de color A2 para dentina de 3 diferentes marcas (KERR, 3M Y FGM)?
- ¿Cuál de las tres diferentes marcas de resina (KERR, 3M Y FGM) para esmalte tiene mayor profundidad de fotopolimerizado?
- ¿Cuál de las tres diferentes marcas de resina (KERR, 3M Y FGM) para dentina tiene mayor profundidad de fotopolimerizado?

6. Objetivos.

- Determinar la profundidad de foto polimerización empleando el sistema de fotocurado con luz de diodo en la resina de color A2 para esmalte de tres diferentes marcas (KERR, 3M Y FGM).
- Determinar la profundidad de foto polimerización empleando el sistema de fotocurado con luz de diodo en la resina de color A2 para dentina de tres diferentes marcas (KERR, 3M Y FGM).
- Determinar cuál de las tres diferentes marcas de resina (KERR, 3M Y FGM) para esmalte tiene mayor profundidad de fotopolimerizado.
- Determinar cuál de las tres diferentes marcas de resina (KERR, 3M Y FGM) dentina tiene mayor profundidad de fotopolimerizado.

7. Hipótesis.

Dado que, las resinas en estudio son de diferentes marcas aunque su composición de partículas sea la misma (nanorelleno).

Es probable que, haya una diferencia en la profundidad de polimeriza en cada una de las diferentes marcas estudiadas.

CAPITULO II



PLANEAMIENTO

OPERACIONAL

CAPITULO II

PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1. Técnicas, instrumentos y materiales de verificación.

Variable Investigativa	Indicadores	Técnica	Instrumento
<p>PROFUNDIDAD DEL FOTOPOLIMERIZADO DE UNA LAMPARA LED</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Profundidad del fotopolimerizado en una resina de la marca KERR para esmalte. - Profundidad del fotopolimerizado en una resina de la marca 3M para esmalte. - Profundidad del fotopolimerizado en una resina de la marca FGM para esmalte. -Profundidad del fotopolimerizado en una resina de la marca KERR para dentina. - Profundidad del fotopolimerizado en una resina de la marca 3M para dentina. - Profundidad del fotopolimerizado en una resina de la marca FGM para dentina. 	<p>Observación Laboratorial</p>	<p>Ficha de Observación</p>

a) DESCRIPCION.-

Se comprobó que el sistema de fotocurado tenga la misma potencia lumínica con el fotómetro que presenta la lámpara LED F Woodpecker, obteniendo como resultado $1000\text{mW}/\text{cm}^2$. Se elaboraron los moldes plásticos cortando la punta de los cartuchos de resina (Cavifil), luego se igualaron los moldes en medidas exactas con el calibrador para que las muestras sean iguales, las medidas del molde fueron 8mm de largo por 5mm de diámetro. Se colocó la resina en los moldes plásticos, los especímenes fueron expuestos a 40seg. de fotopolimerizado. Las muestras fueron removidas del molde y se limpió la resina no fotopolimerizada con una gasa empapada de alcohol tratado (isopropílico) ya que esta sustancia no tiene ningún tipo de reacción con la muestra y se volatiliza en poco tiempo por la poca cantidad de agua que presenta en su composición. Los especímenes que presentaron burbujas en la estructura fotopolimerizada, fueron descartados y reemplazados por otro. La profundidad de polimerizado se determinó midiendo la longitud de la muestra con el calibrador de alta precisión, inmediatamente cada resultado fue anotado en la ficha de registro de penetración de polimerizado, para luego realizar el análisis estadístico con la prueba de ANOVA (análisis de varianzas) para ver la relación entre los grupos y el test de Tukey para ver la relación de las resinas.

El trabajo se realizó de la siguiente manera:

- Obtención de las resinas a estudiar.
- Preparación de los moldes para el estudio.
- Incorporación de las resinas en los moldes ya preparados.
- Fotocurado de las resinas en los moldes durante 40 seg.
- Extracción de la resina de los moldes.
- Limpieza de las resinas con alcohol isopropílico para la limpieza de resina no fotocurada.
- Medición de la profundidad de fotopolimerizado para cada muestra.
- Anotar los resultados para proceder a ver los resultados, mediante los estudios necesarios.

1.1 Instrumentos

a. Instrumentos Documentales.-

Ficha de registro de Penetración de fotopolimerizado

b. Instrumentos Mecánicos.-

- Lámpara de Luz de Diodo (LED F Woodpecker)
- Espátula de resina
- Tubos de resina Cavifil
- Calibrador
- Computadora

c. Materiales.-

- Resinas A2 (para esmalte y dentina) de las marcas KERR, 3M y FGM.
- Alcohol isopropilico.
- Gasa

2. Campo de verificación.

2.1 Ubicación espacial.

Ámbito de la Universidad Católica de Santa María y Centro Odontológico “Sao Paulo”.

2.2 Ubicación temporal.

La planificación de la investigación se realizó a partir del mes de Abril del 2013 con una duración aproximada de 3 meses. El tipo de investigación será transversal

2.3 Unidades de estudio.

Para la investigación se realizó 48 muestras, divididas en 3 grupos de investigación de acuerdo a la marca de la resina los cuales fueron de 16 muestras por marca de resina.

El primer grupo fue constituido por la marca de resina KERR el cual se dividió en esmalte y dentina, los cuales tuvieron 8 muestras cada uno, teniendo como color único de la resina el A2.

El segundo grupo fue constituido por la marca de resina 3M el cual se dividió en esmalte y dentina, los cuales tuvieron 8 muestras cada uno, teniendo como color único de la resina el A2.

El tercer grupo fue constituido por la marca de resina FGM, el cual se dividió en esmalte y dentina, las cuales tuvieron 8 muestras cada uno, teniendo como color único de la resina el A2.

Todos los grupos fueron expuestos al fotocurado de una lámpara de luz de diodo (LED F Woodpecker) a una intensidad de $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ todas expuestas a un tiempo de fotopolimerizado de 40 seg. y se verificó la profundidad de polimerizado que se da en cada una de las muestras.

2.4 Control e igualación de los grupos.

a. Criterios de inclusión:

- Todas las muestras antes de ser fotocuradas tuvieron la misma medida.
- Solo las marcas y tipos de resinas propuestas en la presente tesis.

b. Criterios de exclusión:

- Las muestras que presentaron burbujas en la estructura fueron anuladas y reemplazadas.
- Otra marca o tipo de resina que no estuvo especificada en la tesis.

3. Estrategia de Recolección.

3.1 Organización.-

- Autorización del Decano de la Facultad de Odontología.
- Coordinación con el Director del Centro Odontológico “Sao Paulo”
- Preparación de las unidades de estudio

3.2 Recursos.-

a. Recursos Humanos:

Investigador Víctor Alonso Gutiérrez Zea
Asesor, Dr. Enrique de los Ríos
Dr. Emilio Villavicencio Caparó

b. Recursos Físicos:

Centro Odontológico “Sao Paulo”

c. Recursos Económicos:

La presente investigación fue autofinanciada.

3.3 Validación del instrumento.-

Se realizó mediante la prueba Piloto, para comprobar la efectividad de la investigación y encontrar errores.

4. Estrategia para manejar los resultados.

- Tablas estadísticas para la distribución de frecuencias.
- Gráficos estadísticos, según la naturaleza de la información de los cuadros más significativos.
- Interpretación de datos, análisis de acuerdo a los principios técnicos a fin de resaltar en significado de los cuadros.

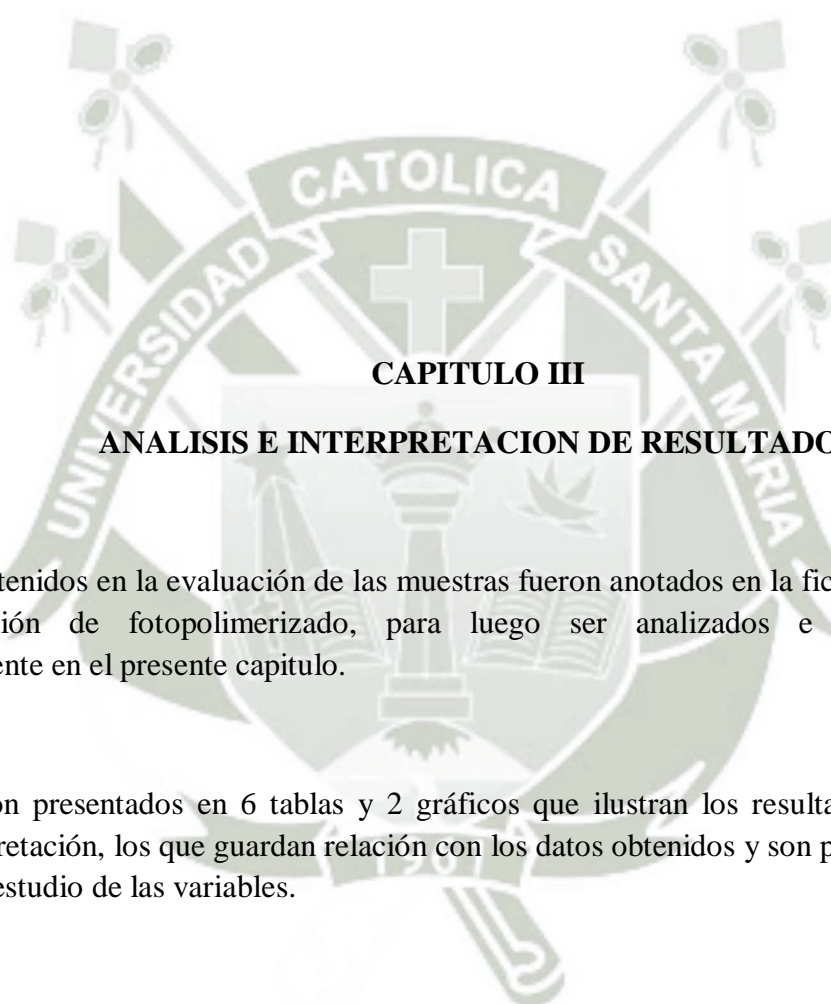
CAPITULO III

ANALISIS E

INTERPRETACION DE

RESULTADOS





CAPITULO III

ANALISIS E INTERPRETACION DE RESULTADOS

Los datos obtenidos en la evaluación de las muestras fueron anotados en la ficha de registro de penetración de fotopolimerizado, para luego ser analizados e interpretados estadísticamente en el presente capítulo.

Los datos son presentados en 6 tablas y 2 gráficos que ilustran los resultados para una rápida interpretación, los que guardan relación con los datos obtenidos y son presentados en el orden del estudio de las variables.

Finalmente todos los resultados son sintetizados en las conclusiones que obtuvimos a partir de los objetivos planteados, comprobando la hipótesis planteada.

PRUEBA ESTADISTA

Los resultados obtenidos producto de la investigación fueron ordenados en el software “Excel”, para luego ser procesados para su análisis e interpretación. Para el efecto se utilizaron los siguientes instrumentos estadísticos:

1. Medidas de Tendencia Central:

- Media (promedio)

2. Medidas de Dispersión:

- Desviación Standard (DS)
- Coeficiente de Variación(CV)

3. Para establecer diferencia o no significativa se hizo uso de:

- **Análisis de Varianza (ANOVA)**

Para comparar tres o más tratamientos (KERR, 3M, FGM) sus componentes son:

F de V	GL	SC	CM	Ft
Tiempos				
Error				
Total		1961		

F de V = Fuentes de Variación

GL = Grados de Libertad

SC = Suma de Cuadrados

CM = Cuadrado Medio

Ft = Prueba de F

Probabilidad de significación donde:

$P < 0.01$ = Diferencia Altamente Significativa

$P < 0.05$ = Diferencia Significativa

$P > 0.05$ = No hay Diferencia

- **Test de Tukey**

Se aplico para ver cuál de las resinas daba lugar a la mayor profundidad de fotopolimerizado.



TABLA N° 1

**ESTADÍSTICOS PARA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO
EN RESINAS PARA ESMALTE DE TRES DIFERENTES
MARCAS**

PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO EN RESINAS PARA ESMALTE DE TRES DIFERENTES MARCAS			
ESTADÍSTICOS	KERR	3M	FGM
N° DE CASOS	8	8	8
PROMEDIO (mm)	6.48	7.64	5.73
DESVIACION STANDARD (mm)	0.11	0.12	0.25
COEFICIENTE DE VARIACION	1.69%	1.57%	4.36%

En la presente tabla se muestra los estadísticos para la profundidad de polimerización empleando resinas para esmalte de las diferentes marcas estudiadas (KERR, 3M, FGM).

Al respecto se observa que en la resina KERR para esmalte, el promedio de profundidad de polimerización es 6.48mm con una Desviación Standard de 0.11mm, el coeficiente de variación es de 1.69% evidenciando una alta homogeneidad en los resultados obtenidos.

En la resina 3M para esmalte, el promedio de profundidad de polimerización es 7.64mm con una Desviación Standard de 0.12mm, el coeficiente de variación es de 1.57% evidenciando una alta homogeneidad en los resultados obtenidos.

En la resina FGM para esmalte, el promedio de profundidad de polimerización es 5.73mm con una Desviación Standard de 0.25mm, el coeficiente de variación es de 4.36% evidenciando una alta homogeneidad en los resultados obtenidos.

TABLA N° 2

ANÁLISIS DE VARIANZA PARA COMPARACION DE TRES
DIFERENTES MARCAS DE RESINA PARA ESMALTE

F de V	GL	SC	CM	Ft
Marcas	2	14.842	7.421	255.286
Error	21	0.610	0.029	
Total	23	15.452		

$$F_{[0.05 (2,21)]} = 3.467$$

En la tabla N° 2 se dan los resultados correspondientes al Análisis de Varianza para comparar la profundidad de polimerización según las marcas de resina todas ellas para esmalte, se encontró que las diferencias entre los promedios entre las diferentes marcas de resina para esmalte es significativa ($P < 0.05$)

TABLA N° 3

**TEST DE TUKEY (P < 0,05) PARA COMPARACION DE TRES
DIFERENTES MARCAS DE RESINA PARA ESMALTE
SOBRE PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO**

Comparación De Los Promedios Con HSD			
KERR – 3M	6.48 – 7.64 = 1.16	1.16 > 0.18	P < 0.05
KERR - FGM	6.48 – 5.73 = 0.75	0.75 > 0.18	P < 0.05
3M- FGM	7.64 – 5.73 = 1.91	1.91 > 0.18	P < 0.05

Con el fin de verificar en que marca de resina para esmalte se produce la máxima profundidad de polimerización, se aplicó el Test de Tukey ($p < 0.05$), el mismo que indica contundentemente que en la resina 3M para esmalte se obtiene la máxima profundidad de polimerizado con un valor de 7.64mm, superando en términos estadísticamente a la profundidad de polimerizado obtenida con la resina KERR (6.48mm) y a la profundidad de polimerizado obtenida con la resina FGM (5.73mm), estos resultados se muestran en la tabla N° 3 y Grafico N°1.

GRAFICO N° 1

COMPARACION DE PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO EN RESINAS PARA ESMALTE DE TRES DIFERENTES MARCAS

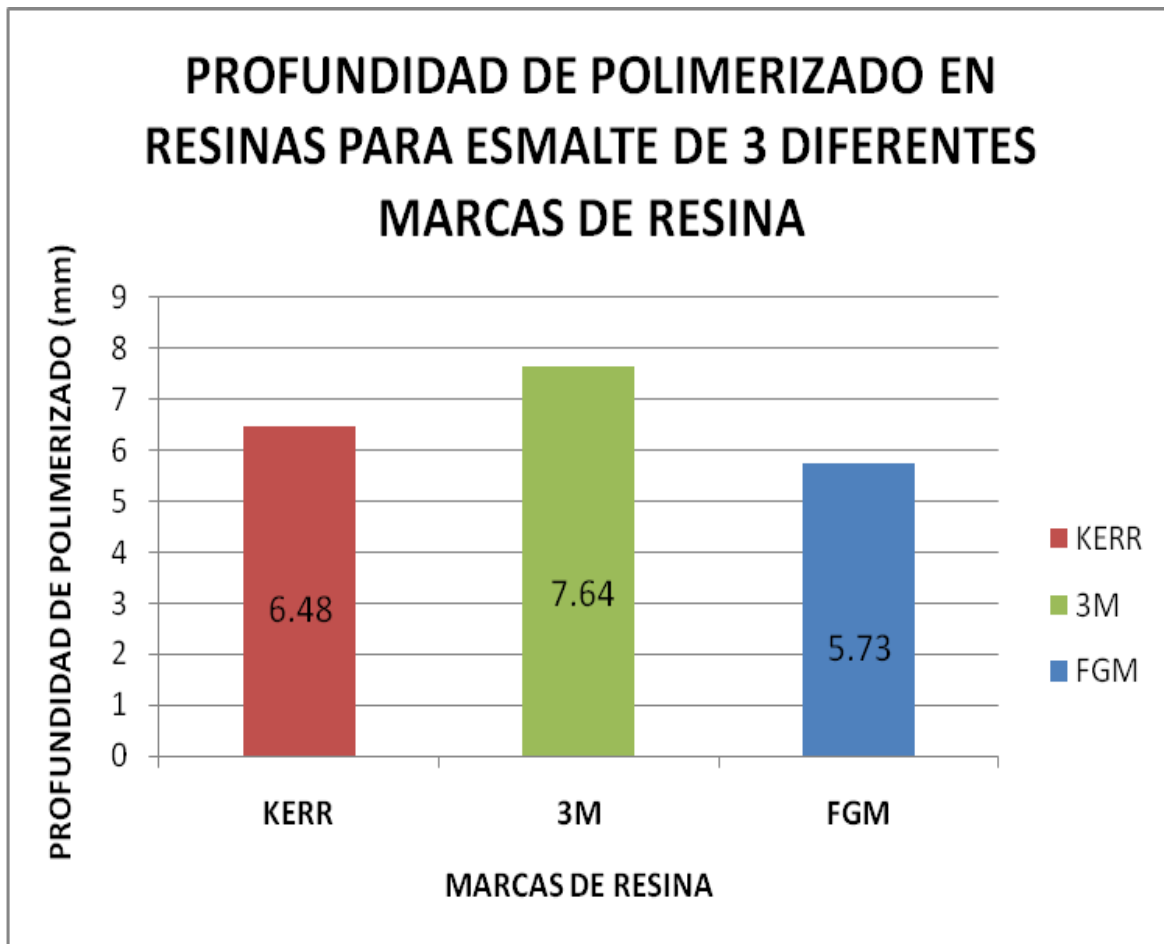


TABLA N° 4

**ESTADISTICOS PARA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO
EN RESINAS PARA DENTINA DE TRES DIFERENTES
MARCAS**

PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO EN RESINAS PARA DENTINA DE TRES DIFERENTES MARCAS			
ESTADISTICOS	KERR	3M	FGM
N° DE CASOS	8	8	8
PROMEDIO (mm)	5.07	4.18	4.68
DESVIACION STANDARD (mm)	0.18	0.09	0.13
COEFICIENTE DE VARIACION	3.55%	2.15%	2.78%

En la presente tabla se muestra los estadísticos para la profundidad de polimerización empleando resinas para esmalte de las diferentes marcas estudiadas (KERR, 3M, FGM).

Al respecto se observa que en la resina KERR para dentina, el promedio de profundidad de polimerización es 5.07mm con una Desviación Standard de 0.18mm, el coeficiente de variación es de 3.55% evidenciando una alta homogeneidad en los resultados obtenidos.

En la resina 3M para esmalte, el promedio de profundidad de polimerización es 4.18mm con una Desviación Standard de 0.09mm, el coeficiente de variación es de 2.15% evidenciando una alta homogeneidad en los resultados obtenidos.

En la resina FGM para esmalte, el promedio de profundidad de polimerización es 4.68mm con una Desviación Standard de 0.13mm, el coeficiente de variación es de 2.78% evidenciando una alta homogeneidad en los resultados obtenidos.

TABLA N° 5

**ANALISIS DE VARIANZA PARA COMPARACION DE TRES
DIFERENTES MARCAS DE RESINA PARA DENTINA**

F de V	GL	SC	CM	Ft
Marcas	2	3.175	1.587	86.249
Error	21	0.386	0.018	
Total	23	3.561		

$$F_{[0.05 (2,21)]} = 3.467$$

En la tabla N° 5 se dan los resultados correspondientes al Análisis de Varianza para comparar la profundidad de polimerización según las marcas de resina todas ellas para dentina, se encontró que las diferencias entre los promedios entre las diferentes marcas de resina para esmalte es significativa ($P < 0.05$)

TABLA N° 6

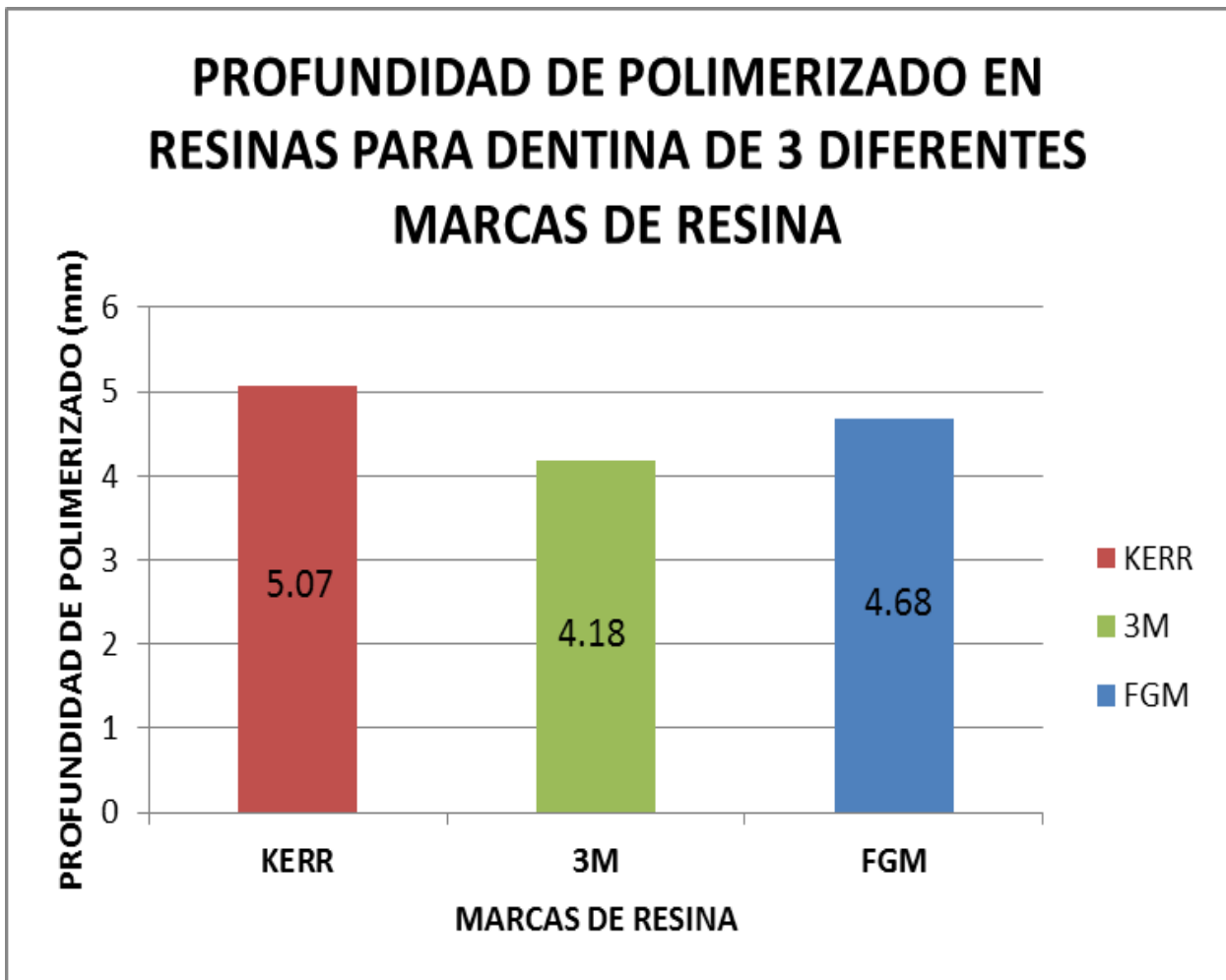
**TEST DE TUKEY (P < 0,05) PARA COMPARACION DE TRES
DIFERENTES MARCAS DE RESINA PARA DENTINA
SOBRE PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO**

Comparación De Los Promedios Con HSD			
KERR – 3M	5.07 – 4.18 = 0.89	0.89 > 0.10	P < 0.05
KERR – FGM	5.07 – 4.68 = 0.39	0.39 > 0.10	P < 0.05
3M- FGM	4.18 – 4.68 = 0.5	0.5 > 0.10	P < 0.05

Con el fin de verificar en que marca de resina para dentina se produce la máxima profundidad de polimerización, se aplicó el Test de Tukey ($p < 0.05$), el mismo que indica contundentemente que en la resina KERR para dentina se obtiene la máxima profundidad de polimerizado con un valor de 5.07mm, superando en términos estadísticamente a la profundidad de polimerizado obtenida con la resina FGM (4.68mm) y a la profundidad de polimerizado obtenida con la resina 3M (4.18mm), estos resultados se muestran en la tabla N° 6 y Grafico N°2.

GRAFICO N° 2

COMPARACION DE PROFUNDIDAD DE POLIMERIZADO EN RESINAS PARA DENTINA DE TRES DIFERENTES MARCAS



CONCLUSIONES

PRIMERA.- Se determino que la profundidad promedio de fotopolimerizado obtenida con la resina KERR para esmalte fue de 6.48mm, también que la profundidad promedio de fotopolimerizado con la resina 3M para esmalte fue de 7.64mm y por último se determino que la profundidad promedio de fotopolimerizado con la resina FGM para esmalte fue de 5.73mm.

SEGUNDA.- Se determino que la profundidad promedio de fotopolimerizado obtenida con la resina KERR para dentina fue de 5.07mm, también que la profundidad promedio de fotopolimerizado con la resina 3M para dentina fue de 4.18mm y por último se determino que la profundidad promedio de fotopolimerizado con la resina FGM para dentina fue de 4.68mm.

TERCERA.- Se determino que la resina para esmalte 3M es la que muestra mayor profundidad de fotopolimerizado.

CUARTA.- Se determino que la resina para dentina KERR es la que muestra mayor profundidad de fotopolimerizado.

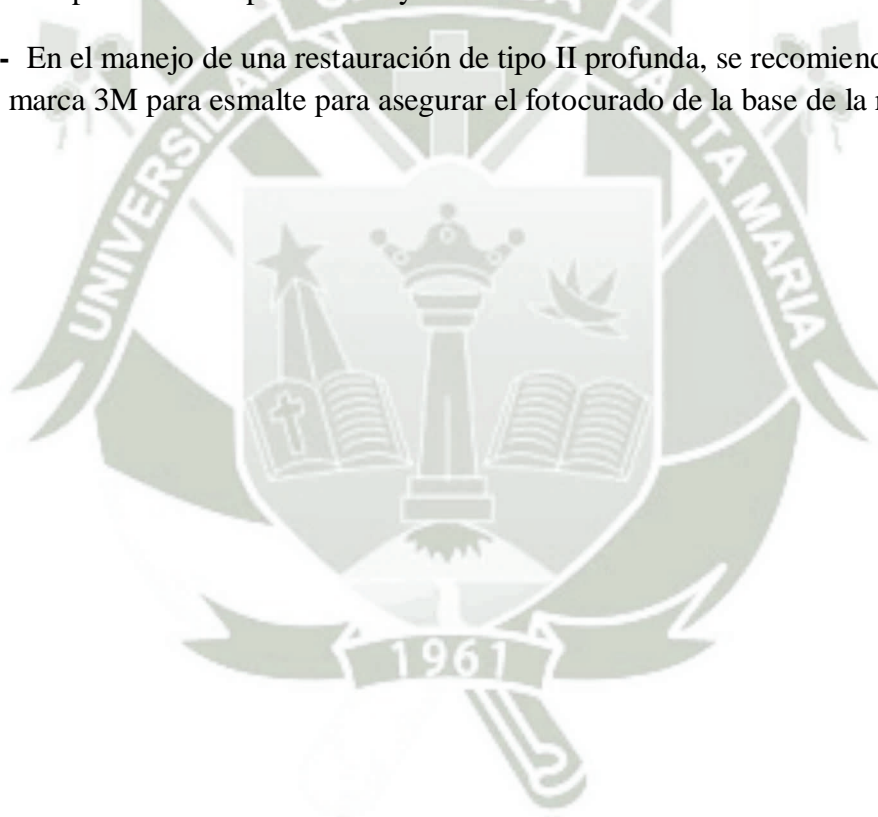
RECOMENDACIONES

PRIMERA.- Se debe profundizar el estudio con una mayor gama de tonalidades de color de resina ya que es probable que la diferencia de cantidades de pigmentos en otros colores de resina, influya en la profundidad de fotopolimerizado, puesto que siendo más oscuras, los haces de luz que penetren en ella pueden tener una menor distancia de penetración.

SEGUNDA.- En el manejo de restauraciones de tipo II se recomienda utilizar resina para esmalte pues esta resina tiene mayor profundidad de polimerizado que una resina de dentina, y puesto que este tipo de restauración no necesita tanta estética como una restauración de un diente anterior.

TERCERA.- En el manejo de una restauración estética, se recomienda utilizar la resina 3M para dentina para evitar el paso de luz y así devolverle al diente su estética natural.

CUARTA.- En el manejo de una restauración de tipo II profunda, se recomienda utilizar la resina de la marca 3M para esmalte para asegurar el fotocurado de la base de la resina.

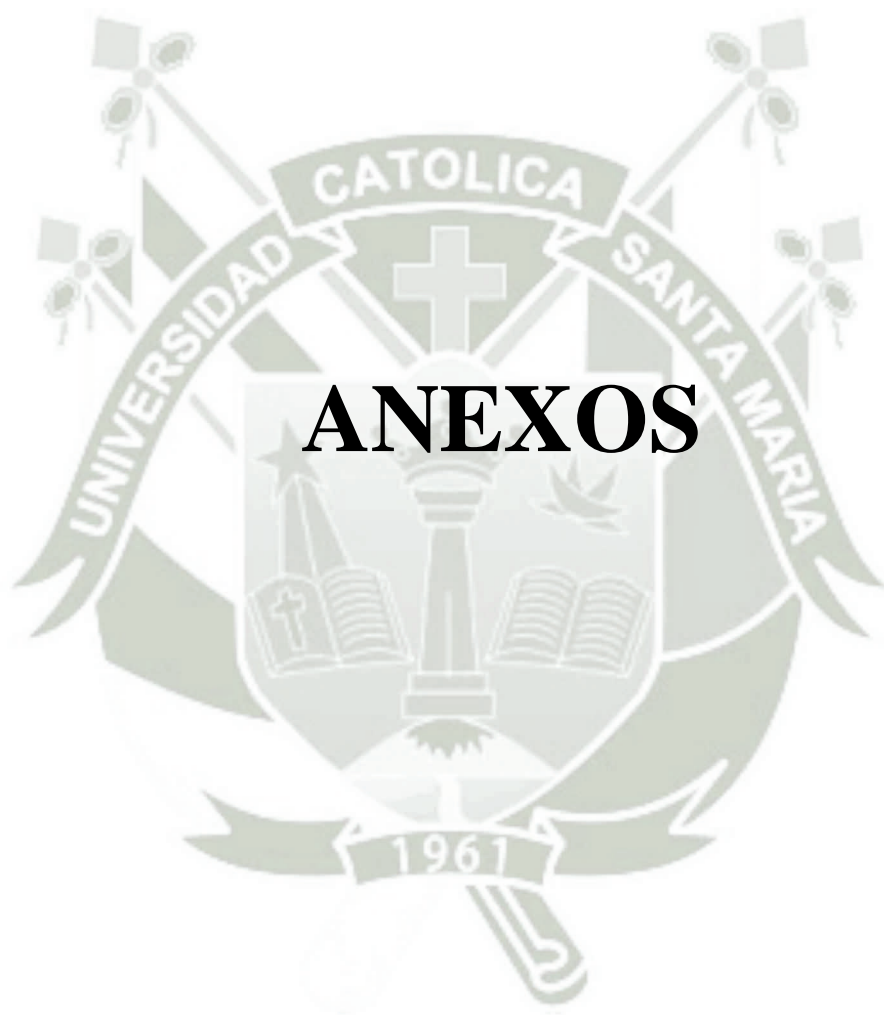


BIBLIOGRAFIA

1. JAMES K. AVERY, DDS, PhD. Principios de histología y embriología bucal con orientación clínica 2007, 3° edición, editorial “Mosby el sevier”, Madrid.
2. BRAND, Richard. Anatomía de las estructuras orofaciales 1999, 6° edición, editorial “Harcourt Brace” de España S.A.
3. FIGUN, Mario. Anatomía Odontológica Funcional y Aplicada 2007, 2° edición, editorial “El Ateneo”, Buenos Aires- Argentina.
4. HENOSTROZA, Gilberto. ADHESION EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA 2003, 1° edición, editora “Maio”, Curitiba.
5. GLADWIN, Marcia. Aspectos clínicos de los materiales en odontología. 2001, 1° edición, editorial “El Manual Moderno” México D.F. – Santafé de Bogota.
6. BARRANCOS, J. Operatoria Dental Integración Clínica. 2006, 4° edición, editorial Medica Panamericana, Buenos Aires.
7. GALÁN J. DENTISTICA OPERATORIA. 1990, 1° edición, editorial Panamericana, España.
8. ALVARADO A. “RESINAS COMPUESTAS”, Tesis Maestría 2000.
9. COVA, JOSÉ L. BIOMATERIALES DENTALES 2004, 1° edición, editorial AMOLCA, CA. Colombia.

INTERNET

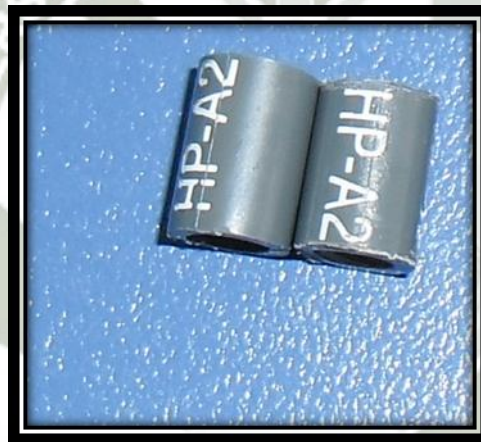
1. <http://www.slideshare.net/AxelJara/polimerizacin-resinas-compuestas>.
2. <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2009/od95d.pdf>
3. <http://www.saber.ula.ve/bitstream/123456789/24840/1/articulo4.pdf>
4. http://www.slideshare.net/rita_esposito/actualidad-en-lmparas-de-fotopolimerizacin-10147019
5. <http://www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml>
6. http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp
7. http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0001-63652008000300026&script=sci_arttext
8. <http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/v11i2/medoralv11i2p215e.pdf>

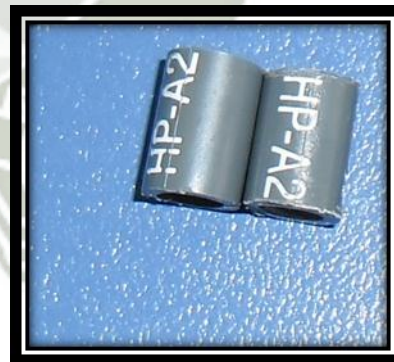


ANEXOS

FICHA DE REGISTRO DE PROFUNDIDAD DE
FOTOPOLIMERIZADO

N° de muestra	Marca de resina	Tipo de resina	Profundidad de polimerizado (mm)
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			
16			
17			
18			
19			
20			
21			
22			
23			
24			
25			
26			
27			
28			
28			
30			
31			
32			
33			
34			
35			
36			
37			
38			
39			
40			
41			
42			
43			
44			
45			
46			
47			
48			





RESINA 3M ESMALTE Y DENTINA



RESINA KERR ESMALTE Y DENTINA



RESINA FGM ESMALTE Y DENTINA



CALIBRADOR



MATERIALES E INSTRUMENTOS

