



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO

INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD

**“Propiedades físico - mecánicas
de cuatro resinas dentales comerciales
y su relación con la energía de polimerización”**

Tesis para obtener el título de:

MAESTRA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS Y DE LA SALUD

Presenta:

C.D. BELINDA ALINE PIMENTEL GARCÍA

Director:

DR. JUAN ELIEZER ZAMARRIPA CALDERÓN

Co-Directores:

Dr. Carlos Álvarez Gayosso

Dr. José Alejandro Rivera Gonzaga

Mtro. Carlos Enrique Cuevas Suárez

San Agustín Tlaxiaca Hgo. a 10 de octubre de 2015.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO
Instituto de Ciencias de la Salud
School of Health Sciences
Área Académica de Medicina
Department of Medicine
Maestría en Ciencias Biomédicas y de la Salud

24 de septiembre de 2015
AAM/MCBS/117/2015

Asunto: Acta de impresión

CD Belinda Aline Pimentel García
Candidata a Maestra en Ciencias Biomédicas y de la Salud

Por este conducto le comunico el jurado que fue asignado a su Tesis titulada, "Propiedades Físico-Mecánicas de Cuatro Resinas Dentales Comerciales y su Relación con la Energía de Polimerización", con el cual obtendrá el Grado de Maestra en Ciencias Biomédicas y de la Salud; después de revisar la tesis y haber realizado las correcciones acordadas, el jurado seleccionado ha decidido autorizar la impresión de la misma.

A continuación se anotan las firmas de conformidad de los integrantes del jurado:

PRESIDENTE DOCTOR JOSÉ ALEJANDRO RIVERA GONZAGA

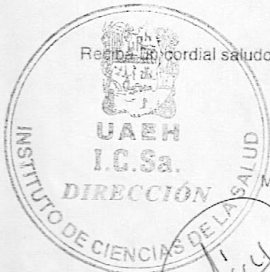
PRIMER VOCAL DOCTOR JUAN ELIEZER ZAMARRIPA CALDERÓN

SECRETARIO DOCTOR CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

SUPLENTE MAESTRA ADRIANA LETICIA ANCONA MEZA

SUPLENTE MAESTRO CARLOS ENRIQUE CUEVAS SUÁREZ

Reciba un cordial saludo.



Atentamente
"AMOR, ORDEN Y PROGRESO"

MÉDICO CIRUJANO JOSÉ MARÍA BUSTO VILLARREAL
DIRECTOR

DOCTORA ARACELI ORTIZ POLO
COORDINADORA DE POSGRADO ICSSA

DOCTOR JUAN ELIEZER ZAMARRIPA CALDERÓN
COORDINADOR DEL PROGRAMA



Laboratorio de Materiales Dentales /Clínica del Corazón/ Centro
Carretera Poedra-Tulancingo Km.4.5
Mineral de la Reforma, Hidalgo, México C.P. 42184
Teléfono: 55 7711 71 720 25 Ext. 3381
mms_bes_uah@uah.edu.mx

www.uah.edu.mx

Durante el desarrollo de estos estudios, se contó con una beca de manutención otorgada por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT), número de beca 553179.

Durante el periodo del 1º de agosto a 30 de septiembre de 2014, se realizó una estancia nacional de investigación en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México, en la ciudad de México, Distrito Federal, apoyada por Beca Mixta del CONACyT.

Dedicatorias y agradecimientos

Con todo mi amor, para las personas que hicieron todo en la vida para que yo pudiera lograr mis sueños, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba, a ustedes por siempre mi corazón y mi agradecimiento.

Papá

Mamá

Hermanita

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	7
ÍNDICE DE TABLAS	8
RESUMEN	9
ABSTRACT	10
I INTRODUCCIÓN	11
II ANTECEDENTES	12
2.1 Generalidades	12
2.1.1 Polímeros	12
2.1.1.1 Etapas de la polimerización:	16
2.1.2 Resinas compuestas	21
2.1.2.1 Monómero: Bis GMA	22
2.1.2.2 Composición de las resinas compuestas	24
2.1.2.3 Clasificación de las resinas compuestas.	26
2.1.2.4 Propiedades de las resinas compuestas.	29
2.2 Marco teórico	31
2.2.3.1 Energía de polimerización	35
2.2.3.2 Resistencia a la flexión y módulo de flexión	36
2.2.3.3. Sorción acuosa y solubilidad	37
2.2.3.4. Grado de conversión	38
2.2.3.5. Encogimiento y rapidez de polimerización	39
2.3 Planteamiento del problema	40
III JUSTIFICACIÓN	44
IV HIPÓTESIS	45
V OBJETIVOS	46
5.1 Objetivo general	46
5.2 Objetivos específicos	46
VI MATERIALES Y MÉTODO	47
6.1 Tipo de estudio	47
6.2 Método	47
6.2.1 Resistencia a la flexión y módulo de flexión.	49
6.2.2 Sorción acuosa y solubilidad.	51
6.2.3 Grado de conversión.	54
6.2.4 Encogimiento y rapidez de polimerización.	56
VII RESULTADOS	59
7.1 Resultados generales	59
7.1.1 Resistencia a la flexión	59
7.1.2 Módulo de flexión	60
7.1.3 Sorción acuosa	63
7.1.4 Solubilidad	64
7.1.5 Grado de conversión	66
7.1.6 Encogimiento	68
7.1.7 Rapidez de polimerización	69
7.2 Resultados por marcas	71
7.2.1 Admira®	71

7.2.2 Filtek Z350 XT®	72
7.2.3 Kalore®	74
7.2.4 Tetric N Ceram Bulk Fill®	76
VIII DISCUSIÓN	79
8.1 Resistencia a la flexión y módulo de flexión	79
8.2 Sorción acuosa y solubilidad	82
8.3 Grado de conversión	83
8.4 Encogimiento y rapidez de polimerización	86
IX CONCLUSIONES	89
X BIBLIOGRAFÍA	91

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 3 Poliéster	14
Ilustración 4 Formación de polietileno (I) inducción, (P) propagación, (T) terminación	15
Ilustración 5 Diferencias entre PVC, estireno y metacrilato de metilo	15
Ilustración 6 Activación (química o con calor) del peróxido de benzoico	16
Ilustración 7 Iniciación de una resina dental importante, el metilmetacrilato	17
Ilustración 8 Iniciación de la molécula de metilmetacrilato	18
Ilustración 9 Reacciones de propagación	19
Ilustración 10 Propagación y crecimiento de cadena	20
Ilustración 11 La terminación se produce cuando dos radicales libres interactúan y forman un enlace covalente	21
Ilustración 12 Molécula de Bis GMA	22
Ilustración 13 El UDMA se utiliza como resina base junto con Bis GMA	23
Ilustración 14 El TEGDMA se utiliza como diluyente	23
Ilustración 15 Relación entre peso molecular, viscosidad y contracción de polimerización	23
Ilustración 16 Clasificación de las resinas compuestas por Lutz y Phillips (1983)	26
Ilustración 17 Esquema de la tecnología del nanorelleno	29
Ilustración 18 Monómero Dx-511	34
Ilustración 19 Colocación de las probetas durante la prueba de flexión	50
Ilustración 20 Diagrama de la prueba de flexión en tres puntos	50
Ilustración 21 Esquema de las zonas de irradiación para la preparación	52
Ilustración 22 Probetas para las pruebas de sorción acuosa y solubilidad	53
Ilustración 23 Colocación de las probetas antes de la inmersión al agua	53
Ilustración 24 Determinación de la línea base	55
Ilustración 25 Colocación de la muestra en el instrumento de medición	56
Ilustración 26 Resistencia a la flexión	60
Ilustración 27 Módulo de flexión	62
Ilustración 28 Sorción acuosa	64
Ilustración 29 Solubilidad	66
Ilustración 30 Grado de conversión	67
Ilustración 31 Encogimiento	69
Ilustración 32 Rapidez de polimerización	70

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Especificaciones del material	47
Tabla 2 Variables dependientes e independientes	48
Tabla 3 Grupos de estudio	48
Tabla 4 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos	59
Tabla 5 Prueba de ANOVA para resistencia a la flexión	59
Tabla 6 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos	61
Tabla 7 Prueba de ANOVA para módulo de flexión.....	61
Tabla 8 Subconjuntos homogéneos de los grupos.....	62
Tabla 9 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos	63
Tabla 10 Prueba de ANOVA para sorción acuosa	63
Tabla 11 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos	64
Tabla 12 Prueba de ANOVA para solubilidad	65
Tabla 13 Subconjuntos homogéneos de los grupos.....	65
Tabla 14 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos	66
Tabla 15 Prueba de ANOVA para grado de conversión	67
Tabla 16 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos	68
Tabla 17 Prueba de ANOVA para encogimiento	68
Tabla 18 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos	69
Tabla 19 Prueba de ANOVA para rapidez de polimerización	70
Tabla 20 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos	71
Tabla 21 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Admira®	71
Tabla 22 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos	72
Tabla 23 Se muestran las medias para los grupos	72
Tabla 24 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos	73
Tabla 25 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Filtek Z350 XT®.....	73
Tabla 26 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos	74
Tabla 27 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos	74
Tabla 28 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos	75
Tabla 29 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Kalore®.....	75
Tabla 30 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos	76
Tabla 31 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos.....	76
Tabla 32 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Tetric N Ceram Bulk Fill®	77
Tabla 33 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos	77
Tabla 34 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos	78

RESUMEN

La resina compuesta es el material protagonista entre los materiales de restauración dental al tener excelente biocompatibilidad, estética y funcionalidad. 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. En la actualidad las de elección son las activadas con luz visible o fotopolimerizables. La causa principal del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas es la caries secundaria, este fenómeno guarda relación directa con la contracción que sufre el material durante el proceso de fotopolimerización, al igual que la tensión generada que afecta la zona de interfase diente-material restaurador, siendo capaz de provocar microfiltración o fallas de unión. Con el fin de limitar los efectos de la contracción de polimerización, se han desarrollado materiales con nuevos sistemas monoméricos. Se han publicado discrepancias de cuanto es lo mínimo de energía de polimerización capaz de generar la suficiente cantidad de radicales libres, para que el material adquiriera las propiedades necesarias para su óptimo funcionamiento. Por lo anterior mencionado, esta investigación in vitro busca determinar las diferencias en las propiedades físico – mecánicas de las resinas compuestas recientes en el mercado relacionadas con la exposición a la irradiación, ya que no existe suficiente información sobre este tipo de resina dental. Las resinas dentales evaluadas en este trabajo fueron: Kalore® (GC America), Admira® (VOCO), Tetric N Ceram Bulk Fill® (Ivoclar, Vivadent), Filtek Z350 XT® (3M ESPE). Para determinar la relación entre la energía y las propiedades valoradas, se formaron tres grupos en los cuales se cambió la cantidad de energía y el modo de irradiación entregada al sistema según el siguiente criterio: Grupo A: (Potencia 1000 mW/cm²) (tiempo de exposición 5 s) = 5.00 J/cm², Grupo B: (Potencia 1000 mW/cm²) (tiempo de exposición 10 s) = 10.00 J/cm², Grupo C: (Potencia 400 mW/cm²) (tiempo de exposición 25 s) = 10.00 J/cm². Para la polimerización de las probetas se utilizó una unidad de fotopolimerización LED Bluephase® 16i (Ivoclar, Vivadent). Las propiedades físico – mecánicas evaluadas fueron: resistencia a la flexión, módulo de flexión, sorción acuosa, solubilidad, grado de conversión, encogimiento y rapidez de polimerización. Los datos fueron analizados a través de la prueba ANOVA/Tukey (p<0.05). Los materiales evaluados cumplen con los requisitos establecidos por la norma ISO 4049. La resistencia a la flexión el módulo de flexión y el grado de conversión de los materiales evaluados están relacionados directamente con la exposición a la irradiación.

ABSTRACT

Dental resin composite continues to be one of the materials restoration mostly often used in dentistry, this is because its excellent biocompatibility, aesthetic and functionality. It is a polymeric material reinforced with inorganic particles that are bonded to the matrix by a silane coupling agent. Contemporary dental resin composite systems are activated with visible light. The main cause of the failure of this type of restorations is the secondary decay, this phenomenon has a direct relationship with the shrinkage stress that undergoes into the material during the process of photopolymerization, and the stress generated into the restoration-tooth interphase, being able to cause microfiltration. With the purpose to limit the effects of the polymerization shrinkage stress, they have been developed new materials with new monomers systems. Discrepancies have been published about how is the minimum of radiant exposure, which is able to generate the sufficient amount of free radicals, so that the material acquires the necessary properties for its optimal function. The aim of this work is to investigate the differences in the physical and mechanical properties of dental resin composites related to the radiant exposure. The dental resins evaluated in this study were: Kalore® (GC America), Admira® (VOCO), Tetric Ceram N Bulk Fill® (Ivoclar, Vivadent) and Filtek Z350 XT® (3M ESPE). To determine the relationship between energy and valued properties, three groups in which the amount of energy delivered to the system was changed according to the following criteria were formed: Group A: (Power 1000 mW/cm²) (exposure time 5 s) = 5.00 J/cm², Group B (Power 1000 mW/cm²) (exposure time 10 s) = 10.00 J/cm², Group C: (Power 400 mW/cm²) (exposure time 25 s) = 10.00 J/cm². A LED light-curing unit Bluephase® 16i (Ivoclar, Vivadent) unit was used for the polymerization of the specimens. The physical - mechanical properties evaluated were: flexural strength, flexural modulus, water sorption, solubility, degree of conversion, and shrinkage. Data were analyzed using ANOVA/Tukey (p<0.05), test in which significant differences were detected, concluding that all the tested materials comply with the requirements of the ISO 4049 standard. Flexural strength, flexural modulus and degree of conversion of the tested materials are directly related to exposure to irradiation.

I INTRODUCCIÓN

Las resinas dentales son uno de los materiales de restauración de primera elección al tener excelente biocompatibilidad, estética y funcionalidad. Al paso de los años, desde su aparición, han ido cambiando de acuerdo a las necesidades requeridas. Los cambios más significativos se han centrado en la mejora de los tipos de relleno así como en los mecanismos de iniciación. De éstos últimos, el surgimiento de las resinas compuestas fotopolimerizables, han representado una mejora significativa en este grupo de materiales.

El proceso de fotopolimerización resulta primordial para determinar las propiedades finales de las resinas compuestas, en este sistema, la fuente lumínica juega un papel primordial para lograr la polimerización completa del material. La absorción de luz en las resinas compuestas está determinada por diversos factores como: la diferencia entre los índices de exposición a la irradiación, el tamaño y la densidad de partículas de relleno, el iniciador y la unidad de fotopolimerización.

La causa principal del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas es la caries secundaria, este fenómeno guarda relación directa con la contracción que sufre la resina compuesta durante el proceso de fotopolimerización, al igual que la tensión generada durante el proceso de polimerización que afecta la zona de interfase diente - material restaurador, hechos que son capaces de provocar microfiltración o fallas de unión.

Con el fin de limitar los efectos de la contracción de polimerización y solucionar algunas cuestiones inherentes al material, se han desarrollado materiales con diferentes sistemas dentro de su composición.

Este estudio in vitro pretende investigar el efecto de diferentes modos de entrega de energía lumínica sobre algunas propiedades físico - mecánicas de cuatro resinas dentales comerciales, con la finalidad de determinar cómo la intensidad de irradiación y el tiempo de exposición pueden afectar las propiedades de las mismas.

II ANTECEDENTES

2.1 Generalidades

2.1.1 Polímeros

La denominación de *polímero*, se le da a todo aquel material, tanto de origen natural como artificial, que está formado por moléculas de relativo bajo peso molecular conocidas como *monómero*, unidas entre sí, gracias a una reacción química llamada *polimerización*.

Tratando de categorizar a los polímeros, varios han sido los autores que propusieron su clasificación. Carothers en 1929 utiliza las diferencias en la síntesis y la estructura del polímero para diferenciarlos entre polímeros de condensación y polímeros de adición. Flory en 1959 basa su clasificación en la manera en la cual crece el polímero, diferenciándolos en polímeros por pasos y polímeros en cadena (1). Sin embargo, una de las primeras clasificaciones para estos materiales que sigue vigente, es aquella que se basa en la reacción del material a los cambios de temperatura (2):

- *Termoplásticos*: materiales poliméricos que a temperatura ambiente son rígidos, y al ser calentados por encima de la temperatura de transición vítrea (T_g), se suavizan y pueden ser moldeados; una vez que regresan a temperatura ambiente mantienen esa forma, lo que les proporciona buenas propiedades a la flexión y al impacto. Sin embargo, muchos de ellos son solubles en agua.
- *Termoestables o termofraguados*: son aquellos materiales que al ser calentados por encima de su temperatura crítica no suavizan y se degradan; por lo general, son insolubles en agua y tienen mayor resistencia a la abrasión y estabilidad dimensional que los termoplásticos.
- *Elastómeros*: la característica de estos materiales es que a temperatura ambiente son materiales elásticos, por lo que tienen una temperatura de (T_g) muy baja, y esa propiedad favorece a que estos puedan sufrir deformaciones reversibles con poca tensión aplicada.

Los primeros investigadores de la química en polímeros, pronto determinaron que estos materiales se producían por dos tipos de reacciones de polimerización:

- Polimerización por condensación.

Este tipo de polimerización se produce haciendo reaccionar dos moléculas generalmente distintas y con grupos funcionales reactivos entre sí, como resultado, no sólo se forma la unión entre ellas sino también subproductos de bajo peso molecular que no forman parte de la estructura final; como ejemplo simple, se tiene la reacción de un ácido orgánico y un alcohol, liberando una molécula de agua (Ilustración 1):

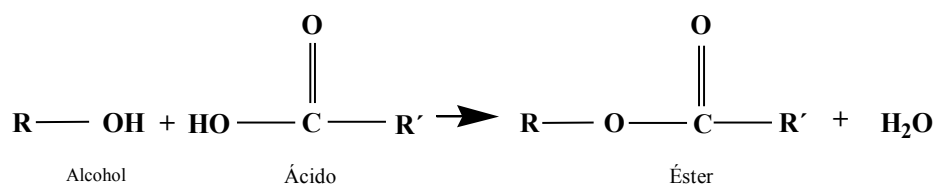


Ilustración 1 Formación de éster

El grupo hidroxilo del alcohol y el grupo carbonilo del ácido, son los *grupos funcionales*, ya que son las partes que participan en la reacción. Este ejemplo, no conduce a polímeros, ya que las moléculas reactantes son monofuncionales y no permiten el agregado de más moléculas. Sin embargo, si se utilizan moléculas bifuncionales el resultado es una molécula con grupos funcionales en los extremos, capaces de seguir reaccionando con otras moléculas reactantes. (Ilustración 2):

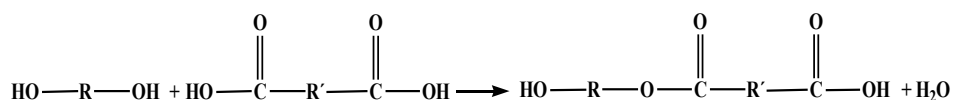


Ilustración 2 Molécula bifuncional

Por lo tanto, la polimerización de x número moléculas de diol con x número de moléculas de diácido da como resultado un poliéster. Es importante reconocer que la *unidad repetitiva* es la que distingue a un polímero de otro, que para el caso del ejemplo es

la que se encuentra entre paréntesis, mientras que la unión carboxilato caracteriza a todos los poliésteres (Ilustración 3).

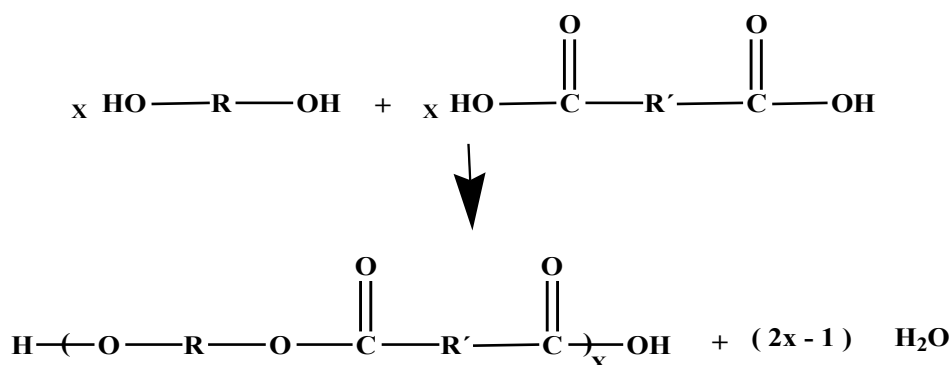


Ilustración 3 Poliéster

Como ejemplos de materiales dentales de polimerización por condensación se encuentran los polisulfuros y las siliconas por condensación utilizadas en la toma de impresiones, así como poliésteres para la toma de registros intermaxilares (2).

- Polimerización por adición.

La práctica odontológica utiliza muchos materiales que polimerizan por adición y de ahí la importancia de reconocer este proceso. Esta reacción, a diferencia de la anteriormente descrita, tiene dos características distintivas: (A) la reacción no produce ningún subproducto, por lo que las unidades repetitivas del polímero formado, tienen la misma composición química que la del monómero y (B) este tipo de polimerización involucra la apertura de dobles enlaces entre átomos de carbono.

El ejemplo más simple para describir la polimerización por adición es la del etileno (Ilustración 4), que bajo condiciones de presión y temperatura, la acción de un radical libre abre la doble ligadura entre los átomos de carbono, se une a uno de los extremos de la molécula mientras que en el otro extremo se forma otro radical capaz de abrir otra doble ligadura y adicionar más *etileno* hasta formar *polietileno*.

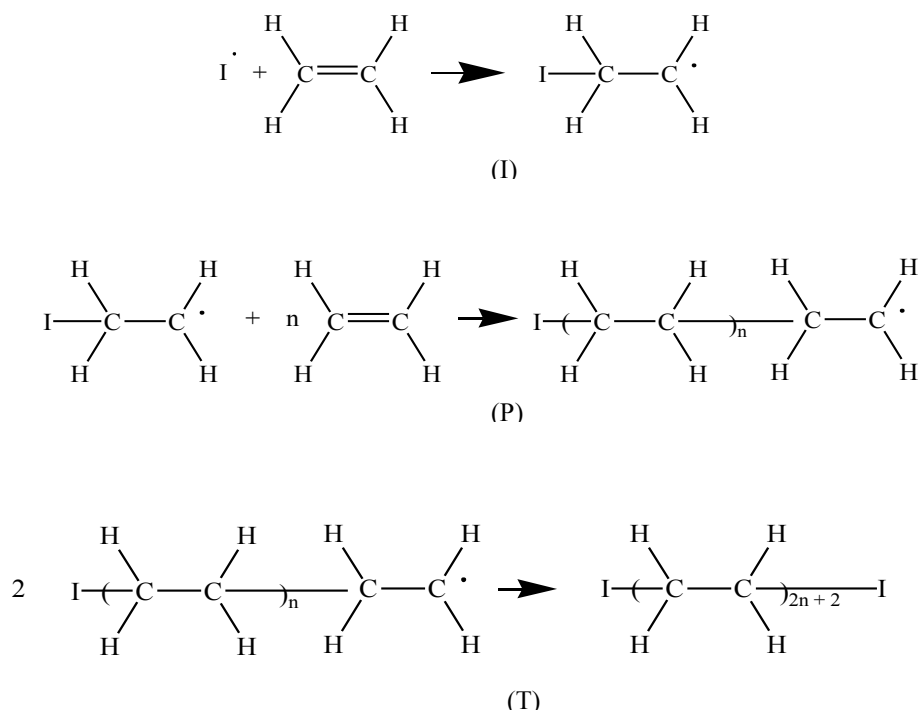


Ilustración 4 Formación de polietileno (I) inducción, (P) propagación, (T) terminación

Los monómeros etilénicos, son factibles de polimerizar por adición y comúnmente son conocidos como *monómeros vinílicos* (2). Dependiendo de las características mecánicas y físicas que queremos del producto final se pueden sustituir los hidrógenos (Ilustración 5) por otros átomos, radicales o grupos funcionales para obtener materiales con distintas propiedades.

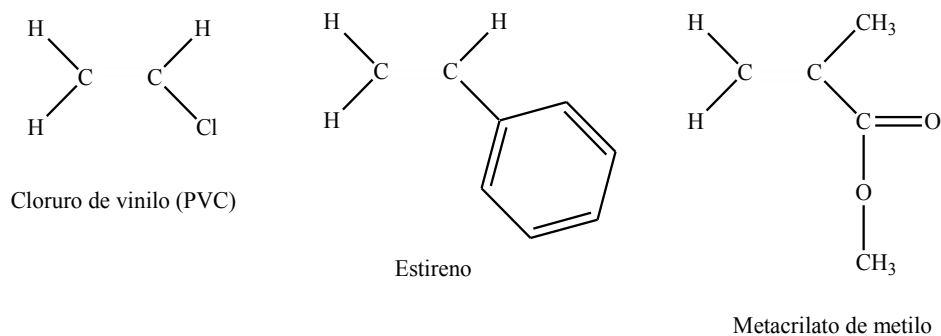


Ilustración 5 Diferencias entre PVC, estireno y metacrilato de metilo

Este tipo de polimerización, está presente en muchos de los materiales que se utilizan en odontología, por eso la importancia de conocer las etapas de esta reacción (2).

2.1.1.1 Etapas de la polimerización:

Existen cuatro etapas distintas en el proceso de polimerización (2):

1. Inducción: dos procesos controlan la etapa de inducción: la activación y la iniciación. Para que comience el proceso de polimerización por adicción se necesita una fuente de radicales libres, $R\bullet$. Los radicales libres se pueden generar por **activación** de las moléculas que los producen empleando una segunda sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o transferencia de energía de otro compuesto que actúa como radical libre (Ilustración 6). De todos estos, los agentes químicos, el calor y la luz visible son los más utilizados en odontología.

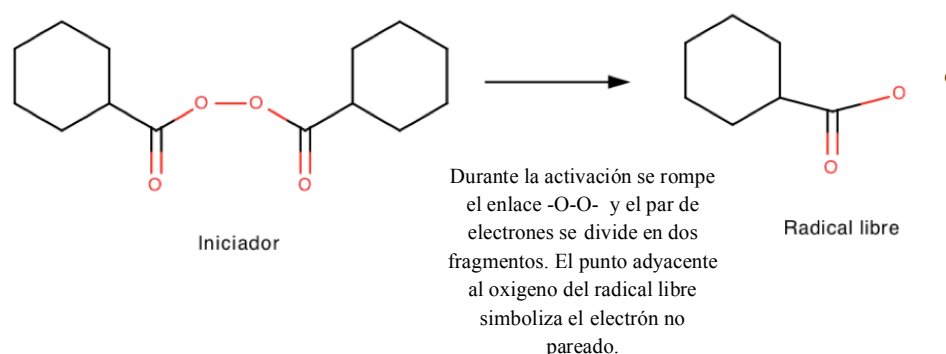


Ilustración 6 Activación (química o con calor) del peróxido de benzoico

Uno de los requisitos que debe reunir un compuesto polimerizable por adicción es la presencia de un grupo no saturado, es decir, un doble enlace, así como una fuente de radicales libres. En teoría, casi cualquier radical libre puede ser $R\bullet$. Un *radical libre* es un átomo o grupo de átomos que poseen un electrón impar (\bullet). El electrón no par confiere a los radicales libres la capacidad de liberar electrones. Cuando el radical libre y su

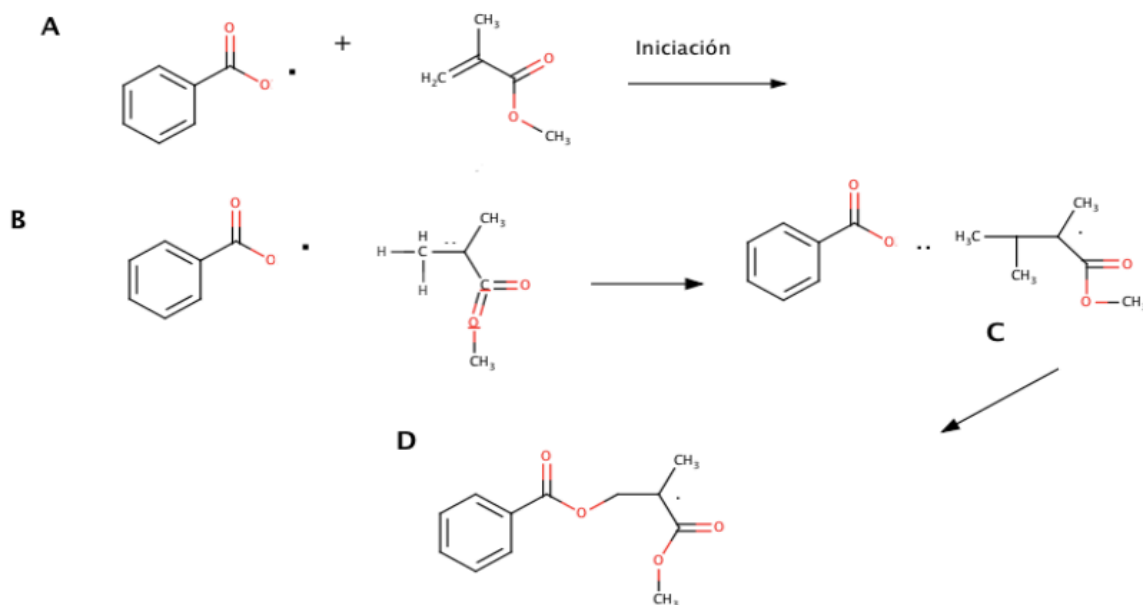
electrón impar se acercan a un monómero con un enlace doble y con alta densidad de electrones, se extrae un electrón y se empareja con el electrón $R\bullet$ para formar un enlace entre el radical y la molécula del monómero, dejando desparejado al otro electrón del enlace doble. Por tanto, el radical libre original se enlaza con un lado de la molécula de monómero y forma un nuevo lugar de un radical libre en el otro extremo. Se ha **iniciado** la reacción.

El etileno, $H_2C=CH_2$, el monómero más simple capaz de polimerizar por adición se puede ilustrar (Ilustración 7):



Ilustración 7 Iniciación de una resina dental importante, el metilmetacrilato

La sustancia química que forma los radicales libres y que se emplea para iniciar la polimerización no es un catalizador (a pesar de que a veces se define, incorrectamente, de esta manera), ya que entra en la reacción química y pasa a formar parte del compuesto químico final (Ilustración 8). Es más adecuado denominarlo *iniciador*, ya que se utiliza para iniciar la reacción. Una serie de sustancias capaces de generar radicales libres son potentes iniciadores de la polimerización del poli (metilmetacrilato) y otras resinas de metacrilato empleadas en odontología. El iniciador más utilizado es el peróxido de benzoilo, que se activa rápidamente entre los 50 y los 100 °C para liberar dos radicales libres por molécula de peróxido de benzoilo.



A medida que el electrón no apareado del radical libre se acerca a la molécula de metilmetacrilato (A y B), uno de los electrones del doble enlace se ve atraído por el radical libre y forma un par de electrones y un enlace covalente entre el radical libre y forma un par de electrones y un enlace covalente entre el radical libre y la molécula del monómero (C y D). Cuando esto ocurre, el electrón no apareado convierte la nueva molécula en un radical libre (D).

Ilustración 8 Iniciación de la molécula de metilmetacrilato

La inducción es el periodo durante el cual las moléculas del iniciador se energizan y rompen formando radicales libres. Posteriormente, estos radicales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena. La pureza del monómero influye mucho en este periodo. Cualquier impureza presente, capaz de reaccionar con los grupos activados, puede aumentar la longitud de este periodo consumiendo las moléculas del iniciador activado. Sin embargo, cuanto mayor sea la temperatura, más rápidamente se formarán radicales libres y, en consecuencia, el periodo de inducción será más corto.

Los procesos de polimerización útiles para las resinas dentales se activan, normalmente, mediante una de las siguientes tres fuentes de energía: calor, sustancias químicas o luz.

En el sistema de inducción activado por luz, los fotones de una fuente de luz activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar el proceso de polimerización. Cuando este sistema se introdujo por primera vez en odontología, se utilizaba luz ultravioleta. Sin embargo, debido a las preocupaciones por los efectos de esta luz en la retina y en los tejidos orales no pigmentados, a su limitada profundidad de penetración y a la pérdida de intensidad de la fuente de luz ultravioleta con el paso del tiempo, se desarrollaron sistemas de iniciadores activados con luz visible.

En los materiales dentales de restauración curados con luz visible, la canforquinona y la amina orgánica genera radicales libres cuando son irradiados por la luz en la zona azul – violeta. La luz con una longitud de onda de aproximadamente 470 nm es necesaria para provocar esta reacción (2).

2. Propagación: cuando se aproxima otro monómero para formar un *dímero*, el complejo del monómero – radical libre resultante actúa como un nuevo centro de radicales libres (Ilustración 9). El dímero también se convierte en radical libre. Esta especie reactiva se puede añadir sucesivamente a un gran número de moléculas de etileno, de manera que el proceso de polimerización continúa a través de la propagación del centro reactivo (2).

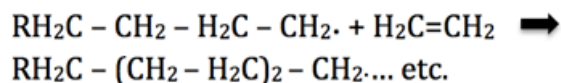


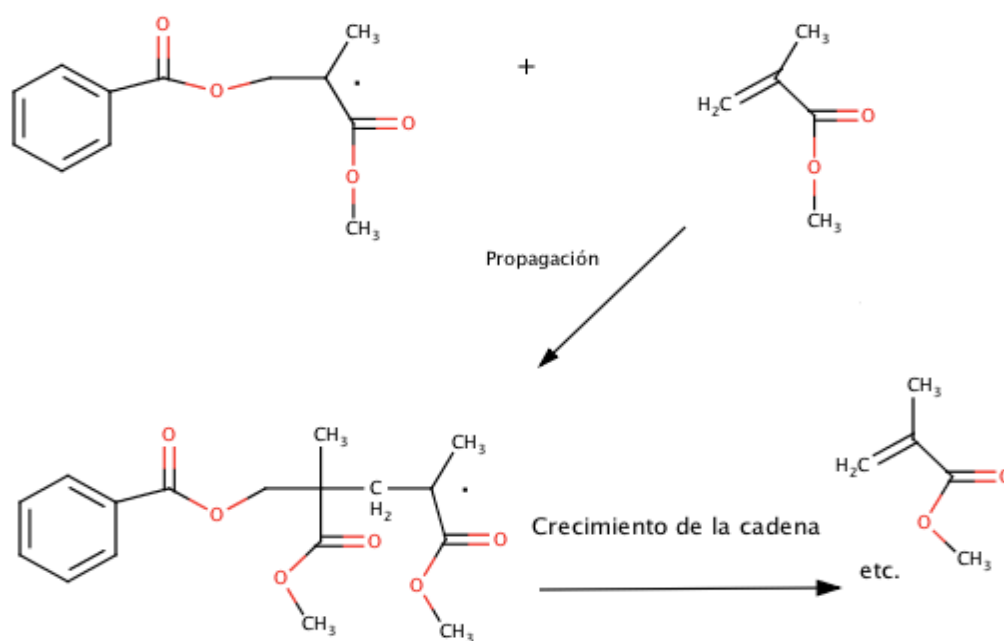
Ilustración 9 Reacciones de propagación

Se requiere muy poca energía una vez que la cadena comienza a crecer, por lo que el proceso continúa al ir aumentando el calor y da lugar a la formación de grandes moléculas de polímeros en pocos segundos. En teoría, las reacciones en cadena deberían continuar hasta que el monómero se haya convertido en un polímero entre el fraguado

inicial y el fraguado final. El proceso continúa hasta completar la formación del polímero deseado. Sin embargo, la reacción de polimerización nunca se completa del todo.

La cadena del polímero deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de las posibles reacciones de terminación. El proceso total de polimerización por adición se puede representar como una serie de reacciones en cadena. El proceso es muy rápido, casi instantáneo. Las reacciones son exotérmicas y se desprende una cantidad de calor (Ilustración 10) (2).

3. Transferencia de cadena: en este proceso se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula y se crea un nuevo radical libre que crecerá



A medida que la molécula que ha empezado a formarse se acerca a otras moléculas de metilmetacrilato, el electrón libre interactúa con el enlace doble de la molécula de metilmetacrilato y se forma un nuevo radical libre, más largo.

Ilustración 10 Propagación y crecimiento de cadena

4. Terminación: a pesar de que la terminación de una cadena puede ser el resultado de la transferencia de cadena, las reacciones de terminación adicionales concluyen, con más frecuencia, al emparejar directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrógeno entre una cadena en crecimiento y otra (Ilustración 11) (2).

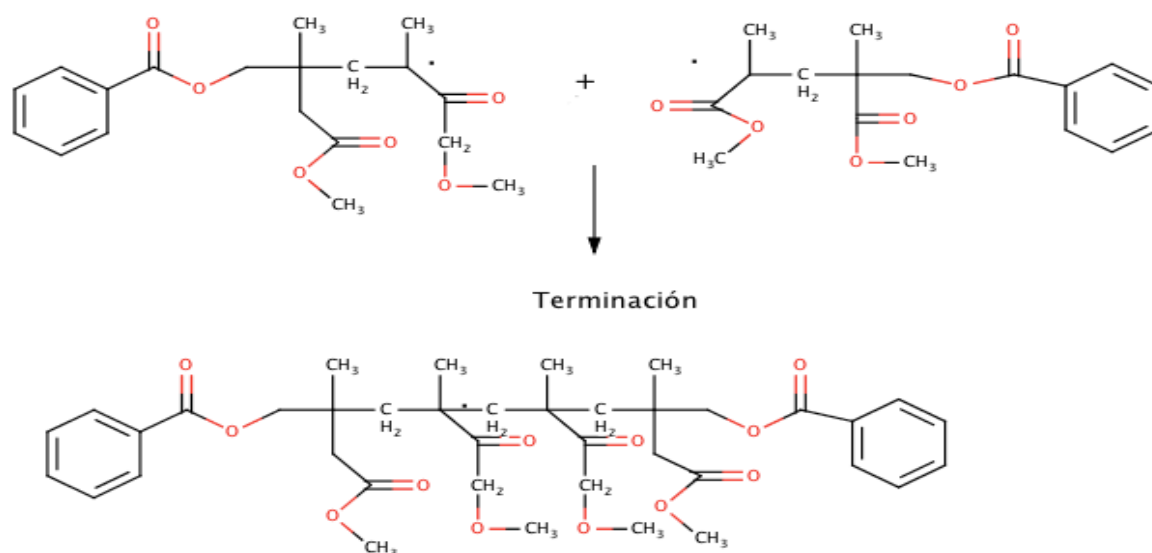


Ilustración 11 La terminación se produce cuando dos radicales libres interactúan y forman un enlace covalente

2.1.2 Resinas compuestas

El término resina compuesta se refiere a la combinación de dos fases de componentes químicamente diferentes para la obtención de un material final con propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual (3).

Las resinas compuestas de uso odontológico son materiales de gran densidad de entrecruzamiento polimérico, reforzados con partículas de relleno que se unen a la matriz por un agente de conexión. Es el material de elección para la restauración de las piezas dentales (3-5), ya que, si va precedido del acondicionamiento ácido de la superficie

dental y la aplicación de un primer/adhesivo, se le confiere una buena adhesión al diente, haciendo innecesaria la cavitación para su retención (3).

Las resinas compuestas son materiales que ofrecen ventajas y desventajas, tales como:

Ventajas:

1. Conservación de tejido dental sano.
2. Reducción de microfiltración.
3. Prevención de la sensibilidad postoperatoria.
4. Refuerzo de la estructura dental.
5. Transmisión/distribución de las fuerzas masticadoras a través de la interfase adhesiva del diente.

Desventajas:

1. Contracción de polimerización.
2. Tensión en la interfase diente/restauración.
3. Pigmentación.

2.1.2.1 Monómero: Bis GMA

En 1956 Bowen sintetizó un nuevo monómero al hacer reaccionar dos moléculas de metacrilato de glicidilo con el bisfenol A. Esta molécula cuyo nombre químico es 2,2-bis[4(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi)fenil]propano y que su creador bautizó como Bis GMA, tiene mayor peso molecular que el MMA y, por lo tanto, menor contracción por polimerización (5). La molécula presenta grupos fenilo que le otorgan rigidez al producto final y, grupos metacrilatos terminales que posibilitan la polimerización (6).

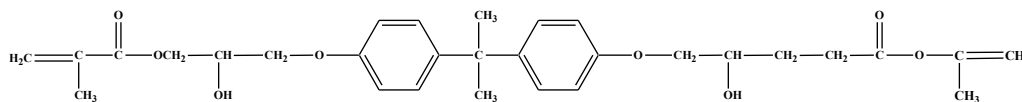


Ilustración 12 Molécula de Bis GMA

Debido a la viscosidad de la molécula creada por Bowen, es necesario que se incorporen dimetacrilatos de bajo peso molecular como diluyentes, con el fin de mejorar la manipulación del material. Entre los monómeros más utilizados con este fin está el metacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) y dimetacrilatos alifáticos a base de uretanos (UDMA) (Ilustración 13 y 14). Sin embargo, se comprobó que al disminuir la viscosidad de la matriz orgánica, se aumenta la contracción por polimerización (7)

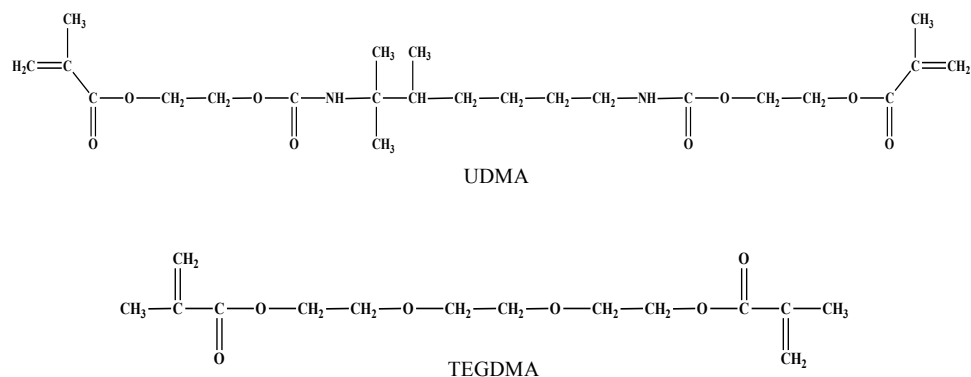


Ilustración 13 El UDMA se utiliza como resina base junto con Bis GMA

Ilustración 14 El TEGDMA se utiliza como diluyente

Monómero	Peso molecular (g/mol)	Viscosidad (mPa*s)	ΔV_p (%)
TEGDMA	286	100	- 14.3
UDMA	470	5,000-10,000	- 6.7
BIS-GMA	512	500,000-800,000	- 6.1

Ilustración 15 Relación entre peso molecular, viscosidad y contracción de polimerización

Si bien, la problemática que ofrecía la contracción por polimerización y la alta viscosidad del producto estaba resuelto, no lo estaban otros aspectos no menos importantes, como el coeficiente de expansión térmica y las pobres propiedades mecánicas del polímero en sí, características esenciales que deberían ser mejoradas para utilizarlo como material

restaurador.

La adición de partículas de relleno inorgánico a un sistema de resina dental fue introducida en 1951 cuando Knock y Glenn publican una patente sobre esta práctica. Sin embargo tomó 15 años más, para que este tipo de materiales compuestos fueran utilizados en forma general dentro de la odontología restauradora (8).

La incorporación de una nueva fase (relleno inorgánico) a las resinas dentales, origina que se utilicen nombres como *resina compuesta* (9), *resina reforzada* ó comúnmente llamado *composite dental*, para identificar a estos materiales, que tienen mejores propiedades mecánicas y menor coeficiente de expansión térmica que las resinas sin relleno, sin perder todas las ventajas de estas últimas (5).

Es importante hacer énfasis en que el relleno inorgánico debe estar unido a la matriz orgánica, para que el mejoramiento de las propiedades se vean reflejadas en la restauración final; de otra manera solo se lograría debilitar la estructura orgánica con el consecuente fracaso de la restauración. Conociendo esto, Bowen, además de sintetizar el Bis GMA, logró generar la unión química entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica a través de un silano en 1963; el más frecuentemente utilizado en los composites dentales es el γ -metacriloxipropil-trimetoxi silano.

La fórmula del agente de unión presenta la doble función de esta molécula: por el lado del doble enlace, un grupo metacrilato, puede reaccionar con otros acrilatos, mientras que por el otro, uno de los grupos *silano* produce un enlace covalente con la superficie del relleno inorgánico por medio de una reacción de condensación (2).

2.1.2.2 Composición de las resinas compuestas

Los componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son (3, 4, 10):

A) La matriz orgánica está constituida en la mayoría de los casos por monómeros dimetacrilatos alifáticos o aromáticos, siendo el Bis GMA (bisfenil glicidil metacrilato) y el UDMA (uretano dimetil metacrilato) los más utilizados. Esta fase contiene además monómeros diluyentes que disminuyen la viscosidad de

los monómeros de alto peso molecular entre los monómeros diluyentes se encuentra TEGDMA (trietilen glicol dimetacrilato). La incorporación de un monómero diluyente posibilita una mayor incorporación de relleno inorgánico y da al material mejor manipulación. En general, este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión. Actualmente, existen nuevos sistemas monoméricos patentados por casas comerciales, como es el caso de Dx-511 de Kalore creado por GC América, el cual nos brinda una resina dental de baja contracción volumétrica.

B) Las partículas de relleno brindan estabilidad dimensional a la matriz polimérica y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz orgánica reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión. De igual forma, propiedades como el módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura, aumentan. Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido).

C) El agente de acoplamiento es un material que une a las partículas de carga con la matriz resinosa, ofreciendo una transferencia de tensiones de la matriz a las partículas de carga. Los agentes aglutinantes adhieren el relleno a la resina. El agente más utilizado es el *silano*. Los avances en la tecnología de silanización se ocupan en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno, lo cual provee mejores propiedades a la resina compuesta.

D) Los iniciadores de polimerización. El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de diferentes formas. En este proceso es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que los radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. En las resinas autopolimerizables el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el

dihidroxietil-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoílo). En las resinas fotopolimerizables el estímulo es la energía de la luz visible que activa un iniciador en la resina (canforquinonas, lucerinas u otras diquetonas). La tasa de conversión de monómero convertido en polímero repercute en las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas.

2.1.2.3 Clasificación de las resinas compuestas.

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al odontólogo su identificación y uso terapéutico. Una clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips (11). Esta clasificación divide a las resinas basándose en el tamaño y distribución de las partículas de relleno inorgánico en:

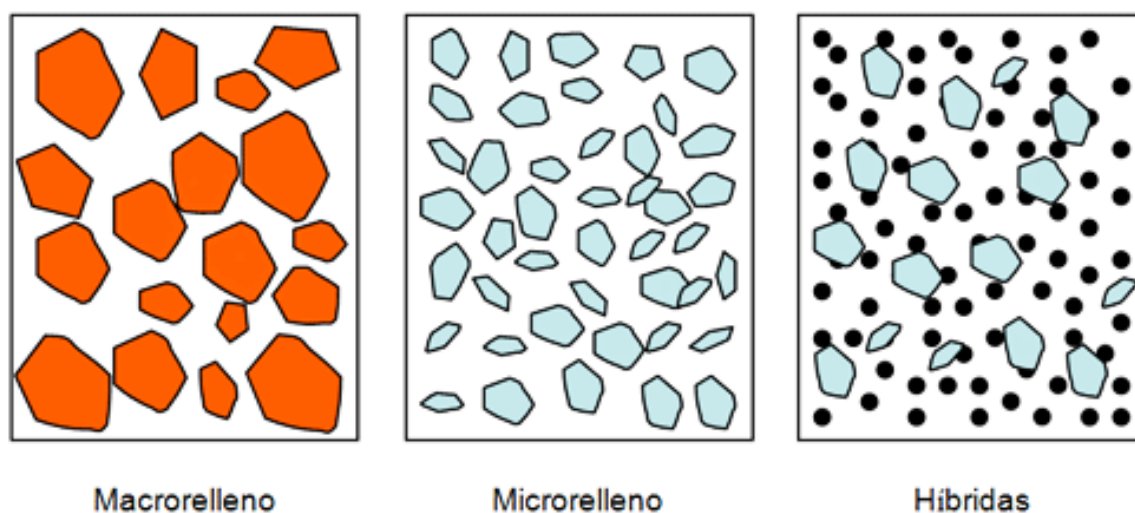


Ilustración 16 Clasificación de las resinas compuestas por Lutz y Phillips (1983)

A) Resinas compuestas de macropartículas.

Las resinas compuestas de macrorelleno contienen partículas de 1-5 micrómetros de tamaño, su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas son cristal de bario y el vidrio de estroncio. Actualmente partículas de 2 micrómetros son considerados macropartículas.

Entre algunas de las consideraciones clínicas de las resinas compuestas de macropartículas, están: rugosidad superficial, existe un desgaste preferencial de la matriz resinosa; que propicia una prominencia de las macropartículas de relleno más resistente. 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.

B) Resinas compuestas de micropartículas.

Este tipo de resinas surgieron a consecuencia de las desventajas de las resinas compuestas de macropartículas. Las partículas de relleno son hechas de sílica pirogénica (ceniza) o sílica coloidal (0.4 micrómetros). Se pueden obtener superficies más pulidas de mayor durabilidad. Los microrellenos empleados actualmente son del tipo heterogéneo y se fabrican para aumentar la carga de relleno.

Entre algunas de las consideraciones clínicas de las resinas compuestas de micropartículas, es que permiten mayor grado de pulimiento en el sector anterior donde las tensiones masticatorias son relativamente pequeñas, pero presentan problemas en el sector posterior de alta tensión masticatoria. Tienen mayor porcentaje de sorción acuosa y poseen un alto coeficiente de expansión térmica por su menor contenido de relleno, lo que aumenta la posibilidad de desintegración marginal y microfiltración.

Entre las características de interés clínico que poseen este tipo de resinas compuestas, se encuentran: mayor flexibilidad y alta capacidad de deformación, susceptibles a la propagación de grietas y alta contracción de polimerización.

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

C) Resinas compuestas híbridas.

Las resinas compuestas híbridas actuales contienen entre 10-20% en peso de micropartículas de sílica coloidal y 50-60% de macropartículas de vidrio, llegando a un 75-85% total de peso. Las micropartículas pueden ser añadidas de forma pura,

prepolimerizada o en aglomerados, y se utilizan para ajustar la viscosidad. Al combinar micro y macro partículas confiere al material propiedades únicas y superiores, mejorando la transferencia de tensiones entre las partículas. Para motivos didácticos las resinas híbridas están divididas en:

1. Híbridas de pequeña partícula

En las híbridas de partícula pequeña sus partículas tienen un tamaño medio de 4-5 micrómetros, se eleva el porcentaje de carga y la capacidad de pulido y poseen buena resistencia al desgaste.

2. Híbridas submicrométricas

Poseen partículas de carga menores de 1 micrómetro y son prepolimerizadas.

3. Resinas de alta viscosidad “condensables”

Se aumenta la rigidez y la resistencia a la fractura y son duraderas. Están indicados en áreas posteriores con contacto oclusal o proximal, reconstrucción de muñones o capa de refuerzo lingual en el sector posterior. No pueden alcanzar el pulido óptimo. Las resinas condensables, poseen un alto porcentaje de carga cerámica aceptable, alta rugosidad superficial, alto módulo de elasticidad. Están indicadas principalmente en preparaciones clase I y II.

4. Resinas de viscosidad baja (flow)

Las resinas flow o fluídas, son resinas con menor cantidad de relleno con una matriz resinosa menos viscosa (más diluyente), tienen buen desempeño en cuanto a tracción y comprensión, su fluidez es mayor que una resina de micropartículas y menor que la de un sellante de fosetas y fisuras, por lo que puede aplicarse a través de una jeringa de punta firme que facilite su aplicación. Están disponibles en varios colores, pero son translúcidas generalmente. 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 pequeñas.

D) Resinas de nanorelleno

Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μ m), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.

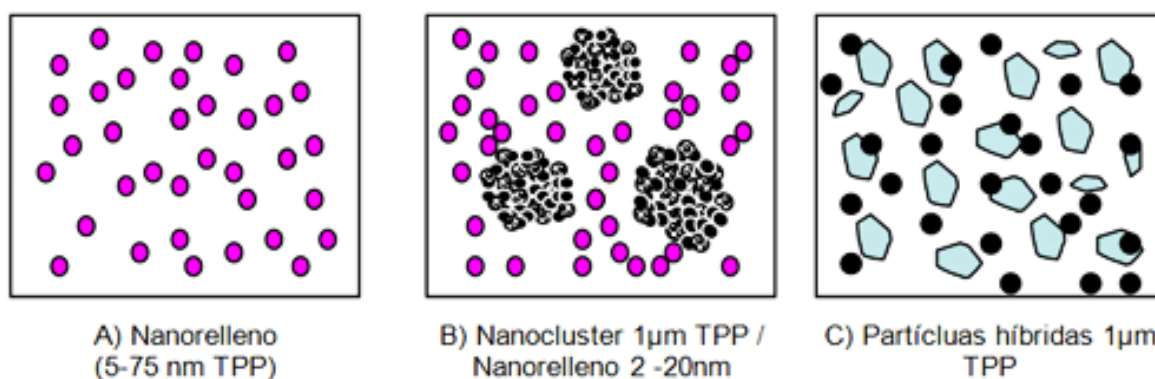


Ilustración 17 Esquema de la tecnología del nanorelleno

A) Partículas manométricas, B) Partículas nanoclusters, C) Partículas híbridas.

TPP: Tamaño promedio de las partículas

2.1.2.4 Propiedades de las resinas compuestas.

1) Módulo elástico

El módulo elástico es una propiedad mecánica que determina la rigidez de un material. Un módulo de elasticidad elevado resultará en un material más rígido y uno con menos será más flexible. Idealmente, las resinas compuestas deben tener un módulo similar al material a sustituir, así la rigidez sería similar a las estructuras que intenta reponer y las

deformaciones elásticas ante cargas externas serían en la misma magnitud en el diente y el material.

El módulo elástico de las resinas compuestas se relaciona con el tamaño y porcentaje de partículas de relleno. A mayor tamaño y porcentaje, mayor rigidez .

El módulo elástico del esmalte (45 gigapascals) es superior al de la dentina (18 gigapascals), al ser la dentina más flexible, se favorece la absorción de tensiones. El módulo elástico adecuado en una resina es el que más se aproxima al de la dentina (3-5).

2) Contracción de polimerización

Relacionada directamente con la cantidad de relleno inorgánico, así las resinas fluidas y micropartículas presentan mayor contracción de polimerización por su menor cantidad de relleno.

Es la mayor desventaja de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómero) se encuentran separadas antes de polimerizar en una distancia 0.340 nm, al polimerizar y al establecer enlaces covalentes entre sí, la distancia que los separa se reduce a 0.154 nm. Este acercamiento o reordenamiento espacial de los monómeros cuando polimerizan provoca la reducción volumétrica del material.

En la contracción de polimerización se generan fuerzas internas que se transforman en tensiones cuando el material está adjunto a la superficie dentaria. Este fenómeno se denomina estrés por contracción, y guarda relación directa con la sensibilidad postoperatoria después de colocar este material (3-5).

3) Grado de conversión

Se refiere a la cantidad de monómero convertido en polímero. Este valor se relaciona directamente con las propiedades físicas de la resina compuesta. Las resinas compuestas fotopolimerizables presentan un alto índice de conversión y, el uso de métodos complementarios como el calor, en restauraciones indirectas, permite aumentar la cantidad de dobles enlaces que reaccionan, propiciando un aumento de las propiedades mecánicas

(3-5).

4) Sorción acuosa

Es la cantidad de agua absorbida del medio bucal y adsorbida por la masa de resina. Se considera una propiedad inherente a la matriz polimérica. Aquellas resinas compuestas con menor cantidad de relleno presentan un mayor grado de sorción acuosa que resinas con mayor porcentaje de carga.

La entrada de agua en la matriz provoca un distanciamiento de la red polimérica dándose una expansión higroscópica (0.09-0.72%), que afecta las propiedades físico - mecánicas de la resina. Así mismo la entrada de agua al material deriva en la separación de la matriz y las partículas de relleno y puede causar además una degradación hidrolítica del relleno (3-5).

5) Resistencia a la flexión

Es la tensión necesaria para provocar una fractura. Las resinas compuestas presentan diferentes valores de resistencia a la fractura y generalmente está relacionada con la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de fuerzas de masticación (3-5).

2.2 Marco teórico

Los métodos de caracterización son una parte importante en el desarrollo y mejoramiento de los materiales en general y, su objetivo es obtener datos con respecto a una o varias propiedades, controlando las condiciones y, en la medida de las posibilidades, los factores externos.

Varias organizaciones han desarrollado métodos de ensayo estándares que puedan reproducirse en cualquier laboratorio. La American Society for Testing and Materials (ASTM), ha establecido un gran número de estos métodos, mientras que otras organizaciones han desarrollado su propia metodología para aplicaciones específicas como

la American Dental Association (ADA); como ejemplo está la especificación no. 27, que describe la metodología para la valoración de las resinas de restauración.

Por la continua aparición de nuevos materiales de restauración directa e indirecta y la necesidad de clasificarlos para la correcta valoración de cada uno de ellos, la lista de normas ISO compila los estándares publicados por la Organización Internacional para la Estandarización (ISO), la norma ISO 4049, determina la siguiente clasificación (12):

- **Tipo 1:** material a base de resina para obturación o restauración, el cual el fabricante considera que es para restauraciones que incluyan superficies oclusales.
- **Tipo 2:** todos los otros materiales a base de resina para obturación o restauración, incluyendo agentes cementantes.

De igual forma, clasifica a las resinas compuestas en tres clases diferentes:

- **Clase 1:** son los materiales que polimerizan por el efecto de la mezcla de un iniciador y activador (materiales autopolimerizables).

- **Clase 2:** son los materiales que necesitan energía externa para ser activados (luz, calor, etc.) y se subdividen en dos grupos.

- Grupo 1:** materiales que requieren que la energía sea aplicada intrabucalmente.

- Grupo 2:** materiales que requieren que la energía sea aplicada extrabucalmente.

- **Clase 3:** Materiales que son polimerizados por la aplicación de energía externa y además tienen un mecanismo de autopolimerización (duales).

Según esta clasificación, los materiales estudiados en este trabajo son de “*tipo 1, clase 2, grupo 1*”

El avance de las resinas compuestas está marcado por cambios en la formulación química de los sistemas convencionales, mediante la hibridación molecular o el desarrollo de nuevos monómeros y/o copolímeros; siendo una solución a las desventajas que presentan hoy en día estos materiales. Entre los inconvenientes más destacados están: la contracción de polimerización, el estrés de contracción y la caries recidivante, principalmente (3, 4, 10, 13).

Diversos investigadores han diseñado, sintetizado y aplicado nuevos monómeros que intenten solucionar la problemática descrita anteriormente. Dichos monómeros, según Vasudeva, se clasifican en 4 tipos (14):

1. Sistemas de monómeros de baja contracción por polimerización.
2. Sistemas de monómeros anticariogénicos.
3. Sistemas de monómeros hidrofóbicos.
4. Sistemas de monómeros de alta resistencia y alto grado de conversión.

Sistemas de monómeros de baja contracción

La contracción por polimerización de las resinas compuestas actuales es uno de los principales inconvenientes que presentan estos materiales y el principal reto a la hora de aplicar nuevos monómeros (15-17).

La contracción de polimerización es una propiedad intrínseca de la matriz de resina, los primeros intentos para disminuirla consistieron en aumentar la carga de relleno; actualmente se han desarrollado innovadoras estructuras químicas capaces de reemplazar a los monómeros que se emplean en la matriz resinosa (10, 18, 19).

Una de estas innovaciones se encuentra en una resina hidrofóbica de 3M ESPE® obtenida al combinar componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos (grupos epóxicos) y obtener un nuevo monómero conocido como silorano. El siloxano confiere la hidrofobicidad al silorano, reduciendo de esta manera la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y una menor sensibilidad a la pigmentación exógena. La red de siloranos se origina por polimerización catiónica, es decir inducida por un catión, el

cación abre un anillo oxirano y genera un nuevo centro ácido (carbocation), el anillo oxirano abierto forma una cadena de dos monómeros capaces de unirse entre sí (20, 21).

La química de los siloranos reduce algunos de los problemas originados por contracción por polimerización, entre ellos el desplazamiento de las cúspides, disminuyendo así el riesgo de fracturas del esmalte e hipersensibilidad operatoria, fisuras marginales y microfiltración (21, 22).

Este sistema de resinas compuestas poseen buena capacidad de pulido, menor absorción de agua, disminución del riesgo de tinciones exógenas, excelente resistencia a la compresión, resistencia al desgaste y buena manipulación.

El estrés de polimerización es determinada por 3 factores: la contracción de polimerización, capacidad de fluidez del material y cinética de polimerización. La tecnología del silorano fue diseñada para minimizar la contracción y desarrollar tensiones bajas (21-23).

Otra innovación importante la hace GC América con Kalore, el cual incorpora el monómero Dx-511, DuPont®, que incluye una tecnología exclusiva de baja contracción. A escala microscópica, esto significa que se mantiene la adherencia entre los rellenos y la matriz de resina tanto durante como después de la polimerización (30).

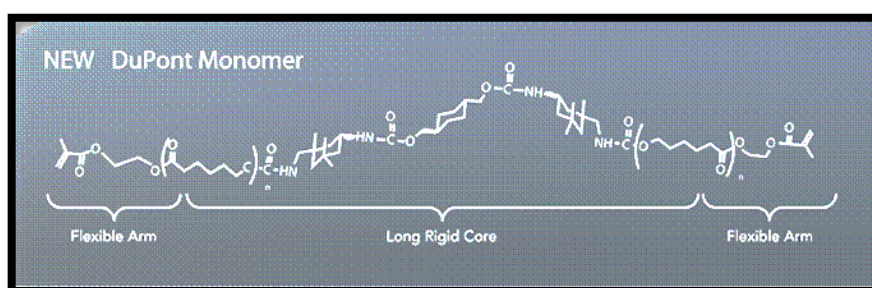


Ilustración 18 Monómero Dx-511

Con una contracción mínima, se asegura la integridad de la restauración, sobre

todo en los márgenes. Combinado con una estética muy aceptable, Kalore ofrece una presentación completa y revolucionaria en odontología restauradora (21, 26).

Si bien, el uso de estos nuevos materiales puede conducir a mejorar el desempeño clínico de las resinas compuestas como tales, existe también el riesgo de que, al carecer de suficiente información respecto a los parámetros idóneos de exposición a la irradiación para conseguir una adecuada polimerización, se estén colocando este tipo de materiales de manera incorrecta.

2.2.3.1 Energía de polimerización

En la actualidad, una de las variables más estudiadas es el efecto que genera la energía de polimerización, sobre las diferentes propiedades físico - mecánicas finales del material polimerizado.

Se han publicado discrepancias de cuánto es lo mínimo de energía de polimerización capaz de generar la suficiente cantidad de radicales libres, para que el material adquiera las propiedades necesarias para su óptimo funcionamiento, por ejemplo Macchi maneja el material en pequeñas porciones (2 – 3 mm de espesor) y haciéndolas polimerizar por exposición a la luz de 40 s o más tiempo (5).

Yap y colaboradores, hace referencia en su artículo publicado en el 2004 que un curado efectivo se alcanza con una intensidad de entre 500 a 600 mW/cm² por 30 segundos de exposición o sea una energía de polimerización de entre 15 y 18 J/cm² y otros autores toman como referencia esta energía para aplicarla a sus estudios (24).

Por otro lado, Ferrecane y colaboradores publican en el mes de agosto del 2011 los resultados de su estudio para realizar un modelo de predicción de profundidad de curado a partir de la migración fotónica en donde encuentran que la energía mínima necesaria para obtener niveles de curado aceptables varía entre 3.8 y 8.8 J/cm², de la misma manera algunos fabricantes como 3M e Ivoclar Vivadent recomiendan una intensidad de por lo menos 450 mW/cm² y 20 segundos de exposición por cada capa de 2 mm lo que da como resultado 9 J/cm² de energía de polimerización (3).

2.2.3.2 Resistencia a la flexión y módulo de flexión

Los valores de resistencia a la flexión (σ) y de módulo de flexión (E) sirven para determinar qué tanto el material puede deformarse ante una carga constante y regresar a su estado original durante la aplicación de la fuerza. Esto da un parámetro que puede ser utilizado para determinar si el material es suficientemente resistente para cumplir con sus funciones dentro de la cavidad bucal.

En la revisión bibliográfica, nos mencionan que pueden ser diferentes las variables que pueden afectar los valores de resistencia y módulo de flexión, como podría ser: la composición química, el relleno inorgánico y su porcentaje en que este último es agregado al material compuesto.

Socratis Thomaidis y colaboradores en 2013, realizaron un estudio donde manejaron una energía de polimerización de 40 J/ cm^2 , encontrando una fuerte relación entre la dureza del material y el módulo de flexión. También mencionan que las propiedades mecánicas dependen en gran medida del tipo de composición de cada una de las resinas compuestas (25).

Algunos autores, como Goncalves Mota y colaboradores, nos mencionan que para que se alcancen valores aceptables de las propiedades mecánicas se deben someter los materiales a una polimerización adicional, al observarse que a 40 s con luz halógena se obtienen resultados menores que a los que se les adicionó; calor y presión de vapor o calor y nitrógeno (26).

Otros trabajos, como el reportado en el año 2010 por Nivea Regina Fróes-Salgado y colaboradores, sugieren que la composición del material es lo que más influye en las propiedades mecánicas de las resinas dentales (27). Mencionan que una composición nanohíbrida de resina a base de partículas de sílice y circonia en clusters, hace que se tengan mejores resultados en los valores de las propiedades mecánicas. Contrariamente a este estudio, en marzo de 2014, se encuentra el estudio de Cecilia Goracci y colaboradores, quienes concluyen que no existe una relación directa con la cantidad de relleno inorgánico y las propiedades mecánicas (28).

2.2.3.3. Sorción acuosa y solubilidad

El agua juega un papel importante en la degradación de las resinas compuestas; aumenta la distancia entre las cadenas del polímero y ocasiona reacciones hidrolíticas, favoreciendo la erosión. Los fenómenos de sorción acuosa y solubilidad son responsables de la plasticidad del material y de facilitar la eliminación de monómero residual y oligómeros de pequeño peso molecular, que a su vez posibilitan el desgaste superficial; por lo antedicho, han sido estudiados exhaustivamente. La degradación parece proporcional al grado de absorción de agua.

La sorción y solubilidad están directamente relacionadas con la cantidad y el tipo de matriz orgánica disponible en el material. El disolvente extrae componentes sin reaccionar. Por otra parte, el disolvente se difunde en la red del polímero y separa las cadenas creando expansiones, aumento de volumen y peso. Sin embargo, la red de polímero contiene micro-huecos creados durante la polimerización y existe un volumen libre entre las cadenas, donde una parte del disolvente se acomoda sin crear ningún cambio en el volumen.

Larissa Maria Cavalcante y colaboradores en su artículo publicado en el año 2011, concluyen que, el material presenta diferencias significativas en las propiedades de sorción y solubilidad, de acuerdo a la composición de cada una de las resinas, por ejemplo; un material al ser compuesto por cerámica modificada y ser demasiado viscoso, no permite tan fácilmente la entrada de agua al material a diferencia de los materiales compuestos tradicionales (29).

Otros autores, como Asaoka y colaboradores (30), mencionan que otros factores como el coeficiente de difusión, determinado por el tamaño de las probetas o la manera de irradiación, afectan los resultados de solubilidad y sorción acuosa, sin hacer mención a la composición propia del material.

Contrariamente, en el año 2013, Celerino de Moraes Porto y colaboradores, determinaron que después de tres meses, la sorción acuosa y la solubilidad de las resinas compuestas basadas en dimetacrilatos obtienen una estabilidad en estas propiedades, sin

mencionar la composición de las mismas (31).

Ferracane en el año 2006, publica una revisión acerca de los efectos que generan los fenómenos higroscópicos e hidrolíticos sobre los materiales poliméricos restaurativos, concluyendo que las resinas dentales son afectadas por fenómenos como la sorción y la solubilidad, y por lo tanto estos influyen en las propiedades mecánicas, la estabilidad dimensional y en la biocompatibilidad (32).

2.2.3.4. Grado de conversión

Son varios los estudios con los cuales se puede obtener este porcentaje. Sin embargo, el análisis por medio de espectroscopia infrarroja es uno de los procedimientos más utilizados. En esta técnica analítica, se mide la señal emitida por el estiramiento o la deformación de las uniones de una molécula. En las resinas compuestas dentales, la metodología de análisis de conversión se basa en calcular la relación entre la señal emitida por la doble unión carbono - carbono alifática ($1635 - 1640 \text{ cm}^{-1}$) y la señal de la doble unión carbono - carbono aromática ($1608 - 1612 \text{ cm}^{-1}$) tomando como estándar interno este último, ya que no se modifica durante la polimerización, porque corresponde a un grupo sustituyente. Para la marca Kalore® GC América, se utiliza la relación entre la señal emitida por la unión carbono - oxígeno del grupo carbonilo (1750 cm^{-1}) y la señal de la doble unión carbono - carbono alifática ($1635 - 1640 \text{ cm}^{-1}$) tomando como estándar interno el primero, ya que no se modifica durante la polimerización.

La energía de polimerización es un factor determinante en el grado de conversión, dado que existe una relación directa entre ambos parámetros, es decir, a mayor energía de polimerización el grado de conversión aumenta; una explicación de este hecho es que a mayor energía de polimerización, más son los radicales libres que se generan, produciendo que un número mayor de grupos metacrilato reaccionados. Estos resultados contradicen lo publicado por Obici y colaboradores, en donde no encuentra diferencias significativas en los valores de grado de conversión polimerizando con distintas densidades energéticas que van de 3.96 a 32 J/cm^2 (33).

Celerino de Moraes Porto y colaboradores en el año 2013, realizaron una medición

inmediatamente después de la fotopolimerización y otra medición después de 24 horas, concluyendo que, conforme pasa el tiempo de polimerización el grado de conversión aumenta. Se conoce que inmediatamente después de la activación lumínica, aproximadamente entre el 30 y el 50% de los grupos metacrilato, no han reaccionado y quedan como grupos pendientes y poco a poco van alcanzando valores más altos (31).

Otros autores, como Iaskievicz Ribeiro y colaboradores, mencionan que el grado de conversión (GC) depende fundamentalmente de la composición del material, concluyeron que las resinas compuestas por relleno microhíbrido presentan mayor grado de conversión que una resina compuesta que no tenga este tipo de relleno (34). Diego Horning y colaboradores en el año 2012, atribuyen la cantidad de monómero convertido en polímero al tipo de lámpara utilizada, concluyen en su estudio que las lámparas de tercera generación promueven mayor grado de conversión y las resinas con mayor tamaño de carga inorgánica presentan menor grado de conversión (35).

Por otro lado, Fróes Salgado y colaboradores en el año 2010, aseguraron que la energía de polimerización de 12 J/cm^2 es suficiente para obtener resultados óptimos en las propiedades mecánicas y grado de conversión de las resinas dentales (27).

2.2.3.5. Encogimiento y rapidez de polimerización

La polimerización de las resinas dentales, se produce gracias a la unión de las moléculas; monómeros, que los componen para formar una red de polímeros, realizándose esta unión gracias a grupos específicos distribuidos típicamente en cada monómero.

Inevitablemente, las resinas se contraen al polimerizar, ya que en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí, por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que, en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando el polímero), están a distancias de enlace covalente, que son menores. Esto hace que la matriz, finalmente, tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio. Esta discrepancia entre el volumen inicial y el final es, seguramente, el principal inconveniente de la odontología restauradora dentro de los materiales compuestos y uno de los principales problemas del material en sí.

La composición química de las resina dental está intimamente relacionada con el encogimiento que sufre el material al polimerizar, en especial la matriz orgánica, entre más dobles enlaces convertidos a enlaces simples existan durante el grado de conversión, el encogimiento será mayor.

Las diferentes resinas dentales dentro del mercado han incluido diferentes metacrilatos, cada vez con mayor peso molecular para tener menos enlaces dobles por unidad de peso, y por lo tanto, menor grado encogimiento, como es UDMA, TEGDMA Y PEGDMA. El monómero más utilizado como diluyente para Bis GMA es TEGDMA, seguido por UDMA. Otras casas comerciales, como es el caso de GC América, con su resina dental Kalore®, quien con una matriz orgánica diferente Dx-511 patentada y con un relleno inorgánico prepolimerizado, es considerada como una resina de baja contracción.

Takatsugu Yamamoto y colaboradores en el año 2012, sugieren que son muchos los factores que intervienen en el desarrollo de estrés de polimerización en las resinas dentales y que la reducción en el encogimiento no siempre genera menor estrés en la restauración (36).

Por otro lado, Steven Naoum y colaboradores, concluyen que durante el tiempo en donde se genera la rapidez de polimerización, después de la exposición a la luz, inmediatamente se genera el estrés en la restauración y es ahí en donde comienzan las complicaciones asociadas con las resinas dentales (37).

2.3 Planteamiento del problema

La resina compuesta dental es el material de predilección por sus grandes ventajas, Sin embargo, hay algunas situaciones específicas en las cuales, el comportamiento de las resinas dentales compuestas se ve desfavorecido. La principal desventaja asociada a su uso es la contracción por polimerización y el estrés que este fenómeno puede transmitir a la estructura dental remanente. Las principales consecuencias clínicas de este proceso son la formación de microfracturas en el esmalte y la dentina, sensibilidad postoperatoria, decoloración marginal y caries secundaria.

Desde su aparición, se han ido desarrollando algunos avances para mejorar sus características. Los cambios más significativos se han centrado en la mejora de los tipos de relleno así como en los mecanismos de iniciación. De igual forma, en los últimos años, se han desarrollado nuevos materiales basándose en nuevos monómeros que intentan solucionar algunas cuestiones inherentes al material, tales como sistemas de monómeros de baja contracción, monómeros antibacteriales, monómeros hidrofóbicos y monómeros de alto grado de conversión.

El surgimiento de las resinas compuestas fotopolimerizables ha representado una mejora significativa en este grupo de materiales. Si bien la colocación exitosa de una restauración con resina compuesta depende de muchos factores, el proceso de fotopolimerización resulta primordial para determinar las propiedades finales de las resinas compuestas, en este sistema la fuente lumínica juega un papel primordial para lograr la polimerización completa de material. La absorción de luz en las resinas compuestas está determinada por diversos factores como la diferencia entre los índices de exposición a la irradiación, el tamaño y la densidad de partículas de relleno así como de la unidad de fotopolimerización.

La exposición a la irradiación es la cantidad total de energía que recibe la resina compuesta durante la irradiación con la luz, este término resulta de multiplicar la irradiación de la luz por el tiempo. Una buena cantidad de trabajos publicados determinan a la exposición a la irradiación como el factor más importante para determinar las propiedades mecánicas de los materiales de éste tipo.

La fotopolimerización eficiente de una resina compuesta requiere una adecuada exposición a la luz visible, y hoy en día, aún existe mucha confusión con respecto a la capacidad que tiene una combinación específica de determinada intensidad lumínica para lograr una polimerización óptima del material en un tiempo mínimo. Este problema se ve acentuado debido a las discrepancias que existen entre los fabricantes de lámparas de fotopolimerización y los fabricantes de resinas compuestas, cuyas recomendaciones de ambos nunca coinciden.

Las distintas fuentes lumínicas varían tanto en el espectro de longitud de onda como la intensidad de la luz emitida y esto incide directamente sobre las propiedades mecánicas de las resinas y la profundidad de la polimerización lograda. Así mismo, cada lámpara de fotopolimerización posee diversos modos de irradiación, cuyos objetivos, son en la mayoría de las veces, desconocidos en su totalidad por los operadores.

Todas estas dificultades técnicas hacen que el odontólogo se confunda a la hora de escoger los parámetros adecuados de su unidad de fotopolimerización y tienda a sobreexponer a la irradiación a estos materiales. Una mayor exposición a la luz visible, resulta en la generación de calor dentro del diente, conduciendo a posibles complicaciones postoperatorias.

La exposición a la irradiación no es el único factor que influye directamente en las propiedades del material, algunas características del mismo, como el tipo de iniciador, la cantidad de relleno y el tipo de monómeros presentes, son quienes pueden determinar el comportamiento final del material.

El sistema de monómeros, junto con su sistema iniciador/acelerador, juega un rol muy importante dentro del material. Muchos consideran que la columna vertebral del material compuesto, y de cuyas características depende el comportamiento clínico de la resina, está determinada por el tipo de monómeros utilizados. Hasta hace algunos años, todas las resinas compuestas para uso dental, utilizaban dentro de su composición, monómeros dimetacrílicos como parte de la matriz orgánica. Y aunque hoy en día, un gran porcentaje de resinas siguen utilizándolos, han surgido materiales basados en nuevos sistemas monoméricos, los cuales han sido diseñados para solventar los problemas que conlleva el uso de los metacrilatos. Estos nuevos materiales emplean nuevos sistemas de monómeros, tales como polímeros hiperramificados, nanogeles, tiolenos y monómeros de alto peso molecular. De igual forma, se han intentado utilizar diferentes iniciadores de la polimerización con la finalidad de hacer más eficiente este proceso.

Recientemente, han salido al mercado materiales basados en nuevos componentes que presentan cierto grado de innovación con respecto a los tradicionales. Algunos de ellos, como Kalore®, N'Durance®, Filtek P90® y Venus Diamond®, están basados en nuevos

sistemas de monómeros. Otros, como Tetric N Ceram Bulk Fill®, presentan en su composición nuevos sistemas iniciadores y algunos otros como Admira®, incorpora cerámica modificada orgánicamente (ormocer), basados en un sistema de moléculas híbridas (orgánica – inorgánica), uretanos multifuncionales y alkosiloxanos.

La naturaleza de estos nuevos componentes en los que se basan estos materiales hace aún más difícil, encontrar la correcta exposición a la irradiación que conduzca a las mejoras propiedades mecánicas. Aunado, a esto, existe muy poca información con respecto a estos nuevos materiales, lo que debería sugerir a los odontólogos tomar sus respectivas precauciones al emplearlo.

Un estudio adecuado que relacione la cantidad de energía que es llevada a la resina compuesta con sus propiedades físico-mecánicas, resulta indispensable para permitir a los operadores la posibilidad de colocar restauraciones que estén diseñadas para realizar una función correcta en la boca, minimizando los posibles efectos que pudiera tener una incorrecta fotopolimerización. De igual forma, estas restauraciones tendrían una mayor duración de su función dentro de la boca, con lo que se pueden reducir costos por su reemplazo y, sobre todo, se permite la conservación de tejido dental sano durante más tiempo.

Por esta razón es importante seguir produciendo información acerca del comportamiento de los materiales que utilizamos en la profesión odontológica, ya que, a medida que aparecen nuevos estudios, se puede ir conociendo con mayor detalle el comportamiento de los materiales colocados en el medio bucal y de esta manera ir disminuyendo las deficiencias que pudieran tener.

III JUSTIFICACIÓN

Son muchos los factores que influyen en el éxito o fracaso de una restauración con resina compuesta. Uno de ellos es la polimerización, donde se busca convertir la mayor cantidad de monómeros en polímeros, ya que de esto dependerán las propiedades finales de la restauración y las complicaciones asociadas.

El proceso de fotopolimerización es uno de los factores más importantes que inciden en el correcto desempeño de las resinas compuestas para el uso dental, esta investigación in vitro busca determinar las diferencias físico – mecánicas de sistemas de resinas compuestas nuevas dentro del mercado relacionada con la intensidad de la luz, tiempo de irradiación y modo de entrega, ya que no se cuenta con la suficiente información.

Por esta razón es importante seguir produciendo información acerca del comportamiento de los materiales que utilizamos en la profesión odontológica ya que a medida que aparecen nuevos estudios, se puede ir conociendo con mayor detalle el comportamiento de los materiales colocados en el medio bucal y de esta manera ir disminuyendo las deficiencias que pudieran tener dentro de la práctica clínica.

IV HIPÓTESIS

- La energía de polimerización y el modo de entrega influyen de manera significativa en la resistencia a la flexión de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.
- La energía de polimerización y el modo de entrega influyen de manera significativa en el módulo de flexión de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.
- La energía de polimerización y el modo de entrega influyen de manera significativa en la sorción acuosa de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.
- La energía de polimerización influye de manera significativa en la solubilidad de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.
- La energía de polimerización y el modo de entrega influyen de manera significativa en el grado de conversión de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.
- La energía de polimerización y modo de entrega influyen de manera significativa en el encogimiento de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.
- La energía de polimerización y modo de entrega influyen de manera significativa en la rapidez de polimerización de resinas dentales de diferentes marcas comerciales evaluadas en este estudio.

V OBJETIVOS

5.1 Objetivo general

Determinar las propiedades físico - mecánicas de sistemas de resinas compuestas comerciales, relacionándolas con la exposición a la irradiación utilizada en el momento de la polimerización.

5.2 Objetivos específicos

- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre la resistencia a la flexión.
- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre el módulo de flexión.
- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre la sorción acuosa.
- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre la solubilidad.
- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre el grado de conversión.
- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre el encogimiento.
- Valorar la influencia de la energía de polimerización sobre la rapidez de polimerización de diferentes resinas dentales fotopolimerizables comerciales para restauración dental.

VI MATERIALES Y MÉTODO

6.1 Tipo de estudio

El tipo de estudio a realizar en esta investigación: experimental.

6.2 Método

Las especificaciones de las resinas dentales comerciales evaluadas en este trabajo se muestran en la siguiente tabla:

MARCA	NOMBRE COMERCIAL	MATRÍZ ORGANICA	RELLENO INORGÁNICO	TIPO Y PROPORCIÓN	TIEMPO POLIMERIZACIÓN
GC América	Kalore	<ul style="list-style-type: none"> • Dimetacrilato de uretano (UDMA) • Comonómeros de dimeracrilato • Dx-511 	<ul style="list-style-type: none"> • Relleno Prepolimerizado patentado HDR (High Density Radiopaque). • 60% Vidrio Estroncio 400 nm. • 20% Floururo lantanoide de 100nm <p>82% Peso 55% Volumen</p>	Nanohíbrido	<p>LED 700 mW/cm²</p> <p>A2: 2.5 mm/20 s 3.0 mm/40 s</p>
Voco	Admira	<ul style="list-style-type: none"> • Cerámica modificada orgánicamente (ormocer). Basados en un sistema de moléculas híbridas (orgánica-inorgánica), uretanos multifuncionales y thio-eter-metacrilato y alkosiloxanos. • BisGMA, UDMA, TEGDMA. • 78 Wt % Vidrio Cerámica. 	<ul style="list-style-type: none"> • Ormoceres (cerámica) • Tetraóxido de silicio (monómeros inorgánicos cerámicos). • Óxido de Silicio. <p>78% Peso 56% Volumen</p>	Nanohíbrido	<p>LED 500-300 mW/cm²</p> <p>40 s 2 mm</p>
3M ESPE	Filtek Z350 XT	<ul style="list-style-type: none"> • TEGDMA CON PEGDMA • Bis GMA • UDMA • Bis EMA 	<ul style="list-style-type: none"> • Partículas de sílice / circonia en clusters aglomerados y no agragados. <p>78.5 % Peso 63.3 % Volumen</p>	Nanohíbrido	<p>LED 400 mW/cm²</p> <p>20 s 2 mm</p>
Ivoclar Vivadent	Tetric N-Ceram Bulk Fill	<ul style="list-style-type: none"> • Bis GMA • UDMA • 19-21 % Peso 	<ul style="list-style-type: none"> • Vidrio De barro • Trifloruro de Iterbio • Oxido Mixto <p>62% Peso 60% Volumen</p>	<p>Nanohíbrido</p> <p>Iniciador Ivocerin</p>	<p>≥500 mW/cm²</p> <p>20 s 4 mm ó 1.000 mW 10 s Cn</p>

Tabla 1 Especificaciones del material

Las variables identificadas en este estudio, las cuales fueron medidas con las diferentes metodologías descritas en este capítulo se encuentran desglosadas en la siguiente tabla:

Nombre	Tipo	Escala de medición	Unidad de medición	Definición operacional
Marca comercial	Independiente	Nominal	Nombre	Identificación comercial
Energía de polimerización	Independiente	Nominal	J/cm ²	Producto de intensidad lumínica y tiempo de exposición
Resistencia a la flexión	Dependiente	Numérica	MPa	Cantidad total de energía que puede absorber un cuerpo antes de fracturarse
Módulo de flexión	Dependiente	Numérica	MPa	Deformación que sufre el material al aplicar una fuerza
Sorción acuosa	Dependiente	Numérica	µg/mm ³	Absorción de agua que tiene el material
Solubilidad	Dependiente	Numérica	µg/mm ³	Pérdida de peso del material que se disuelve
Grado de conversión	Dependiente	Numérica	%	Cantidad de monómero convertido en polímero
Encogimiento	Dependiente	Numérica	%	Cambio de dimensión del material
Rapidez de polimerización	Dependiente	Numérica	mm/min	Cantidad de material polimerizado por intervalo de tiempo

Tabla 2 Variables dependientes e independientes

Para determinar la relación entre la energía y las propiedades valoradas, se formaron tres grupos, en los cuales se cambió la cantidad de energía entregada al sistema según el siguiente criterio:

	IRRADIACIÓN (mW/cm ²)	TIEMPO DE EXPOSICIÓN (s)	ENERGÍA DE POLIMERIZACIÓN (J/cm ²)
GRUPO A	1000	5	5
GRUPO B	1000	10	10
GRUPO C	400	25	10

Tabla 3 Grupos de estudio

Para la polimerización de las probetas se utilizó una unidad LED Bluephase 16i no. de serie 1690099 12 V DC, Ivoclar Vivadent, con una punta de 13 mm y con diferentes modos de funcionamiento:

1. HiP. Intensidad promedio: 1000 mW/cm^2 , se utilizó para el grupo A y B.
2. LOP. Intensidad promedio: 400 mW/cm^2 , se utilizó para el grupo C.

El voltaje fue mantenido constante en la intensidad promedio mediante un regulador automático y antes de la polimerización de cada una de las probetas, se verificó la intensidad de la irradiación lumínica mediante un radiómetro digital (Bluephase meter no. de serie 008246 Ivoclar, Vivadent). Todas las probetas fueron elaboradas por un solo operador y el número máximo de probetas elaboradas en un día fue de 20, tratando de minimizar en esta forma, errores atribuibles al operador al elaborar probetas en un número elevado.

6.2.1 Resistencia a la flexión y módulo de flexión.

La resistencia a la flexión fue evaluada acorde con lo establecido en el punto 7.11 de la norma ISO 4049, mientras que el módulo de flexión fue evaluado acorde con lo establecido en la especificación 27 ANSI/ADA (33).

Fueron elaboradas probetas de $2 \times 2 \times 25 \text{ mm}$ en un conformador de acero inoxidable sobre una tira de celuloide y un portaobjetos de vidrio de 1 mm de espesor. Sobre el material se colocó otra banda de celuloide que fue mantenida durante la polimerización al igual que otro portaobjetos de vidrio. Se aplicó una ligera presión digital para eliminar excedentes y se procedió a la fotopolimerización de acuerdo con los parámetros establecidos en este estudio.

La polimerización se inició en el centro de la probeta y alternadamente a cada lado, sobreponiendo zonas ya irradiadas (tres sobreposiciones) hasta completar la longitud total por ambos lados de la probeta. Una vez obtenidas las probetas, los excedentes de las mismas se retiraron con papel abrasivo grano 600. Se midieron las dimensiones de las probetas con una exactitud de 0.01 mm utilizando un calibrador digital (Digital Caliper, Mitutoyo, Serie 500 – 177, DC – 6C) y se mantuvieron en un horno a una temperatura de 37°C en agua destilada hasta el momento de la evaluación.

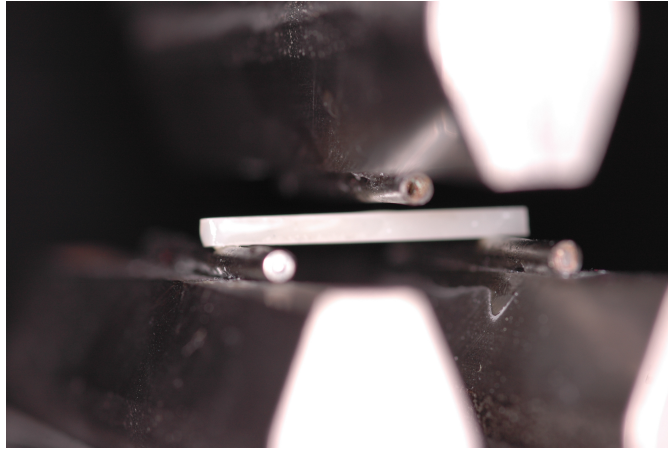


Ilustración 19 Colocación de las probetas durante la prueba de flexión

Para realizar el ensayo de flexión en tres puntos, las probetas fueron colocadas sobre dos soportes cilíndricos de 2 mm de diámetro paralelos entre sí y a una distancia entre sus centros de 20 mm en una máquina de pruebas mecánicas (Instron modelo 4465 Mas USA), utilizando una celda de carga de 1 kN, con una velocidad del cabezal de 1 mm por minuto.

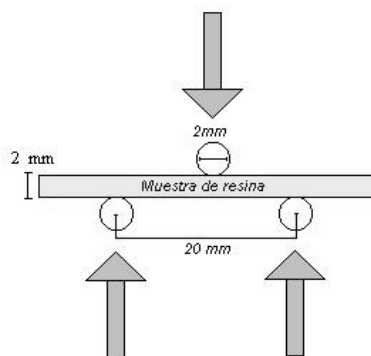


Ilustración 20 Diagrama de la prueba de flexión en tres puntos

La resistencia a la flexión (σ) se calculó con la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde:

σ = Resistencia a la flexión [MPa].

F= Fuerza al momento de la fractura [N].

l = Distancia entre soportes [mm].

b= ancho de la probeta [mm].

h= altura de la probeta [mm].

El módulo de flexión (E) se calculó con la siguiente fórmula:

$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3 d}$$

Donde:

E = Módulo a la flexión [MPa].

F₁= Fuerza registrada donde la deformación deja
de ser directamente proporcional a la fuerza
registrada en el gráfico [N].

l = Distancia entre soportes [mm].

b= ancho de la probeta [mm].

h= altura de la probeta [mm].

d= deflexión de la probeta [mm].

6.2.2 Sorción acuosa y solubilidad.

En el punto 7.12 de la norma ISO 4049, se explica la metodología que se ha de seguir para evaluar la sorción acuosa y solubilidad.

En un conformador de acero inoxidable de 15 mm de diámetro por 1 mm de profundidad, se elaboraron las probetas en forma de disco que se utilizaron para esta evaluación. La energía de polimerización utilizada fue de acuerdo con los parámetros antes

establecidos y, siguiendo las recomendaciones de la norma, la polimerización de cada probeta se inició en el centro y subsecuentemente se aplicó la energía en cinco posiciones más por ambos lados, con el propósito de que no quedara ninguna de sus partes sin una correcta fotopolimerización.

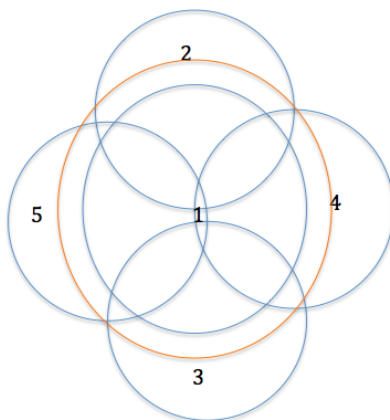


Ilustración 21 Esquema de las zonas de irradiación para la preparación de probetas de sorción acuosa y solubilidad

Las cinco probetas de cada grupo fueron pulidas con papel abrasivo grano 600 y colocadas en un desecador con gel de sílice a una temperatura de 37 °C durante 22 horas. Dos horas antes de las mediciones de masa, se cambiaron a otro desecador que estaba a temperatura ambiente. El gel de sílice de los dos desecadores se reactivaba durante 6 horas a 150 °C cada tres días, con esto se intenta que, el poder secante del gel de sílice se mantenga estable, manteniendo las probetas durante el tiempo de la prueba en condiciones similares.



Ilustración 22 Probetas para las pruebas de sorción acuosa y solubilidad

La norma antes citada indica que las probetas se deben mantener en los desecadores hasta conseguir una masa constante. Para hacer que todas lograran esta condición, se mantuvieron durante 18 días en los desecadores y haciendo las mediciones de masa cada tres días en una balanza analítica con una exactitud de 0.1 mg. Este valor es designado como $m1$. Después de obtener $m1$ en cada una de las probetas se midió su diámetro y su espesor para obtener el volumen (V) [mm³].

Las probetas se sumergieron en agua destilada a 37 °C durante siete días, colocándolas de manera vertical y con una separación de 5 mm entre ellas. Después de pasar el tiempo de inmersión se secaron con papel absorbente y se ondearon en el aire durante 15 s. Después se pesó la probeta y a este valor se le asignó la nomenclatura $m2$. Es importante recalcar que el manejo de las probetas, siempre se realizó con guantes de látex, para evitar depositar grasa en la superficie de la muestra.

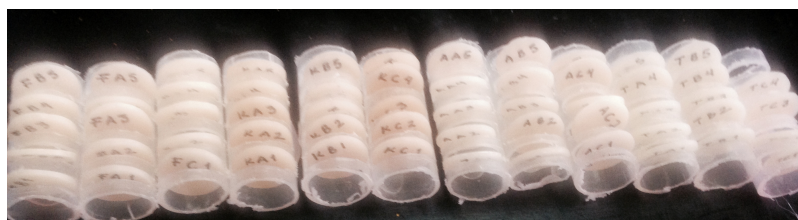


Ilustración 23 Colocación de las probetas antes de la inmersión al agua

Seguidamente, las probetas volvieron a ser colocadas en los desecadores durante otros 21 días haciendo el mismo procedimiento que para m_1 , obteniendo con este segundo procedimiento de desecado el valor de m_3 .

Los valores de sorción acuosa se obtuvieron aplicando la siguiente fórmula:

$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Donde

W_{sp} = Sorción acuosa [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$].

m_2 = Masa de la probeta después de la inmersión en agua [μg].

m_3 = Masa de la probeta después del segundo desecado [μg].

V = Volumen de la probeta [mm^3].

Los valores de solubilidad se obtuvieron aplicando la siguiente fórmula:

$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

Donde

W_{sl} = Solubilidad [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$].

m_1 = Masa de la probeta después del primer desecado [μg].

m_3 = Masa de la probeta después del segundo desecado [μg].

V = Volumen de la probeta [mm^3].

6.2.3 Grado de conversión.

Para la valoración de grado de conversión de las resinas comerciales a evaluar, se utilizó un Espectrómetro Infrarrojo con Transformada de Fourier Elmer Perkin Elmer modelo Frontier. El grado de conversión se obtuvo de la relación entre la altura de los picos que emitieron los espectros de las dobles ligaduras de carbonos alifáticos (1639 cm^{-1}) y un estándar interno que ha sido publicado contantemente en los estudios de este tipo que es la señal emitida por los dobles enlaces entre carbonos aromáticos (1609 cm^{-1}), a excepción de

la resina Kalore que tiene una matriz orgánica diferente al resto de las resinas evaluadas, con un monómero patentado por GC América llamado Dx-511 se mide la señal emitida por carbono – oxígeno carbonilo (1750 cm^{-1}), ya que no contiene anillos de benceno:

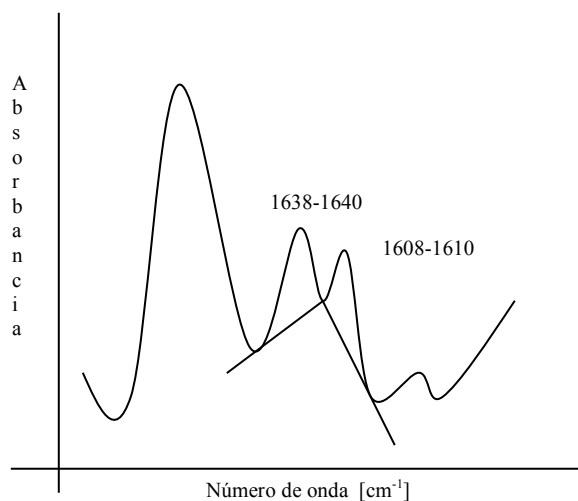


Ilustración 24 Determinación de la línea base

Utilizando la fórmula que se publica en varios trabajos relacionados con el grado de conversión en resinas dentales:

$$GC(\%) = \left[1 - \frac{(A/B)_{pol}}{(A/B)_{mon}} \right] \cdot 100$$

Donde:

A = altura del pico a 1639 cm^{-1}

B = altura del pico a 1609 cm^{-1} o 1750 cm^{-1}

pol = material polimerizado

mon= material sin polimerizar

6.2.4 Encogimiento y rapidez de polimerización.

Se pesó el material, el cual debe estar en un intervalo de 0.12 – 0.14 g por muestra y se colocó sobre una caja de plástico oscuro en donde no penetra la luz para evitar el comienzo de polimerización debido a la luz ambiental.

La muestra se colocó con una espátula para resina en el centro de un portaobjetos de microscopio, se coloca un anillo de latón de 1.24 cm de altura, sobre el anillo se coloca un cubreobjetos, con la ayuda de otro portaobjetos se presiona para hacer contacto con la superficie superior del anillo y tenga una altura (espesor) constante de 1.24 cm la resina.

La muestra entre los portaobjetos es transferido al instrumento de medición para iniciar la prueba de contracción para calcular el encogimiento. La punta del transductor se colocó cuidadosamente sobre el cubreobjetos que está sobre la muestra.

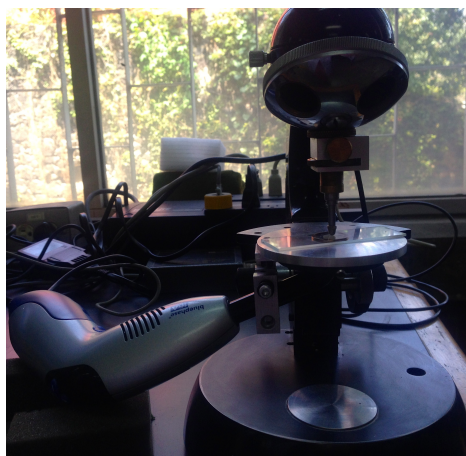


Ilustración 25 Colocación de la muestra en el instrumento de medición

Cada muestra es irradiada sobre el portaobjetos que se encuentra debajo de la muestra usando la lámpara LED (Bluephase 16i). La intensidad de luz se monitoreó con un radiómetro digital (Bluemeter). Los tiempos de exposición son de acuerdo a los grupos de estudio mencionados anteriormente.

Cálculo de encogimiento.

Las resinas dentales se adhieren al vidrio, esta propiedad se utiliza para medir fuerzas de contracción. El cubreobjetos que se coloca sobre el anillo permite analizar la contracción de la resina por ser un cristal flexible. Esta contracción se controla con un tiempo de prueba de 600 s, el comportamiento del material es constante.

El encogimiento se calcula usando las siguientes ecuaciones;

Primero se mide la contracción con la siguiente ecuación:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde:

L_0 = 1240 micras.

L_t = espesor en cualquier momento

Estos cálculos están relacionados con la medición del desplazamiento.

La calibración del transductor del desplazamiento tiene una sensibilidad de 0.1 mm (Mitutoyo, Tokio, Japón), se registró en el unidad de almacenamiento de memoria de un software de adquisición de datos (PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, Reino Unido). La calibración de tensión (mV) contra el desplazamiento (micra) se calculó por regresión lineal ($r^2 = 0.9996$) y el valor K es 17.46 mV / micra.

$$L_t = (V_t - V_{t=0}) / K$$

Donde:

V_t = tensión en cualquier momento

$V_{t=0}$ = tensión inicial, en el tiempo 0

El porcentaje de encogimiento se calculó con la siguiente expresión:

$$S = 100 \Delta L / L_0$$

Cálculo de la rapidez de polimerización.

Se construyó la gráfica contracción contra el tiempo, donde la pendiente de la línea recta que se forma a partir de la contracción igual a 0 y hasta donde empieza la línea curva representa la rapidez de polimerización, medida en micra/min.

VII RESULTADOS

7.1 Resultados generales

Se realizó un análisis estadístico descriptivo de las propiedades evaluadas en este estudio, en donde se evaluaron los tres grupos previamente establecidos:

7.1.1 Resistencia a la flexión

En la tabla 4, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de resistencia la flexión (MPa), en cada uno de los grupos establecidos.

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Resistencia a la Flexión			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	66,57465	16,627448	20
2,00	58,27400	17,243682	19
3,00	65,93422	13,601898	18
Total	63,60553	16,126936	57

Tabla 4 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 5, no muestra diferencias significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos					
Variable dependiente: Resistencia a la Flexión					
Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	814,003 ^a	2	407,002	1,598	,212
Intersección	230095,225	1	230095,225	903,622	,000
Energía	814,003	2	407,002	1,598	,212
Error	13750,368	54	254,636		
Total	245167,161	57			
Total corregida	14564,372	56			

Tabla 5 Prueba de ANOVA para resistencia a la flexión

Los valores de resistencia a la flexión en los tres diferentes grupos no muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio no afecta en esta propiedad.

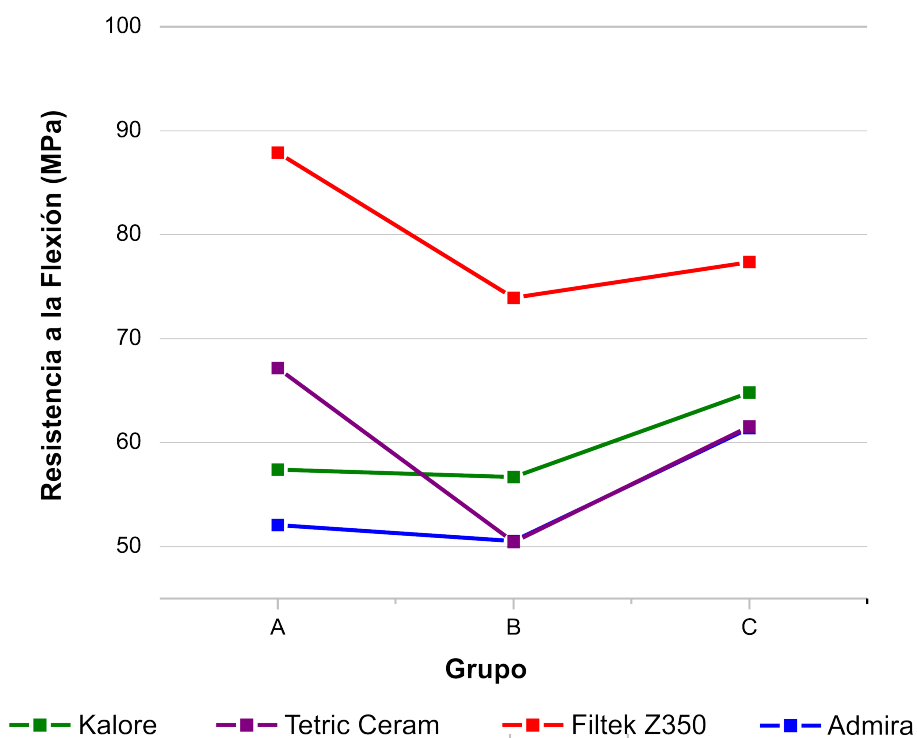


Ilustración 26 Resistencia a la flexión

7.1.2 Módulo de flexión

En la tabla 6, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de módulo de flexión (MPa), en cada uno de los grupos establecidos.

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente: Módulo de Flexión

1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	7333,50000	1053,855153	20
2,00	8241,73684	1074,809381	19
3,00	8325,00000	960,151704	18
Total	7949,35088	1112,569396	57

Tabla 6 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 7, muestra diferencias significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Módulo de Flexión

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	11749768,298 ^a	2	5874884,149	5,511	,007
Intersección	3611047907,933	1	3611047907,933	3387,261	,000
Energía	11749768,298	2	5874884,149	5,511	,007
Error	57567628,684	54	1066067,198		
Total	3671271621,000	57			
Total corregida	69317396,982	56			

Tabla 7 Prueba de ANOVA para módulo de flexión

Para los subgrupos con diferencias significativas se realizó la prueba de Tukey (tabla 8).

Módulo de Flexión			
DHS de Tukey ^{a,b,c}			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	N	Subconjunto	
		1	2
1,00	20	7333,50000	
2,00	19		8241,73684
3,00	18		8325,00000
Sig.		1,000	,967

Tabla 8 Subconjuntos homogéneos de los grupos

Los valores de módulo flexión en los tres diferentes grupos muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio afectan esta propiedad, existe una relación directa entre ambos parámetros, es decir, a mayor energía de polimerización y el modo de entrega el módulo aumenta.

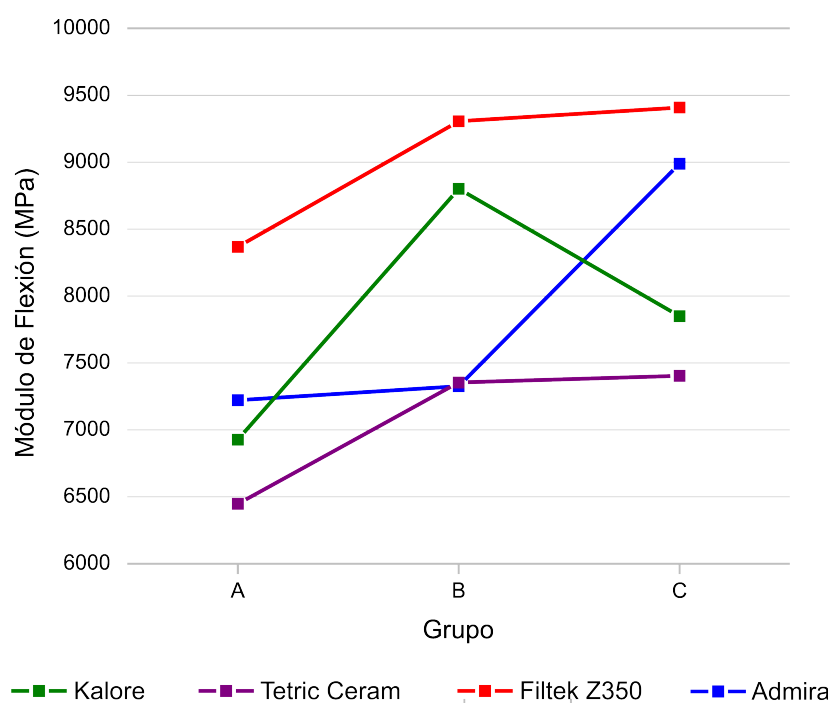


Ilustración 27 Módulo de flexión

7.1.3 Sorción acuosa

En la tabla 9, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de sorción acuosa ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), en cada uno de los grupos establecidos.

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Sorción Acuosa			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	13,486200	1,7597433	20
2,00	13,347250	2,5052013	20
3,00	13,432474	1,8499950	19
Total	13,421797	2,0336938	59

Tabla 9 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 10, no muestra diferencias significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos					
Variable dependiente: Sorción Acuosa					
Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,196 ^a	2	,098	,023	,977
Intersección	10622,603	1	10622,603	2481,849	,000
Energía	,196	2	,098	,023	,977
Error	239,687	56	4,280		
Total	10868,416	59			
Total corregida	239,883	58			

Tabla 10 Prueba de ANOVA para sorción acuosa

Los valores de sorción acuosa en los tres diferentes grupos no muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio no afecta en esta propiedad.

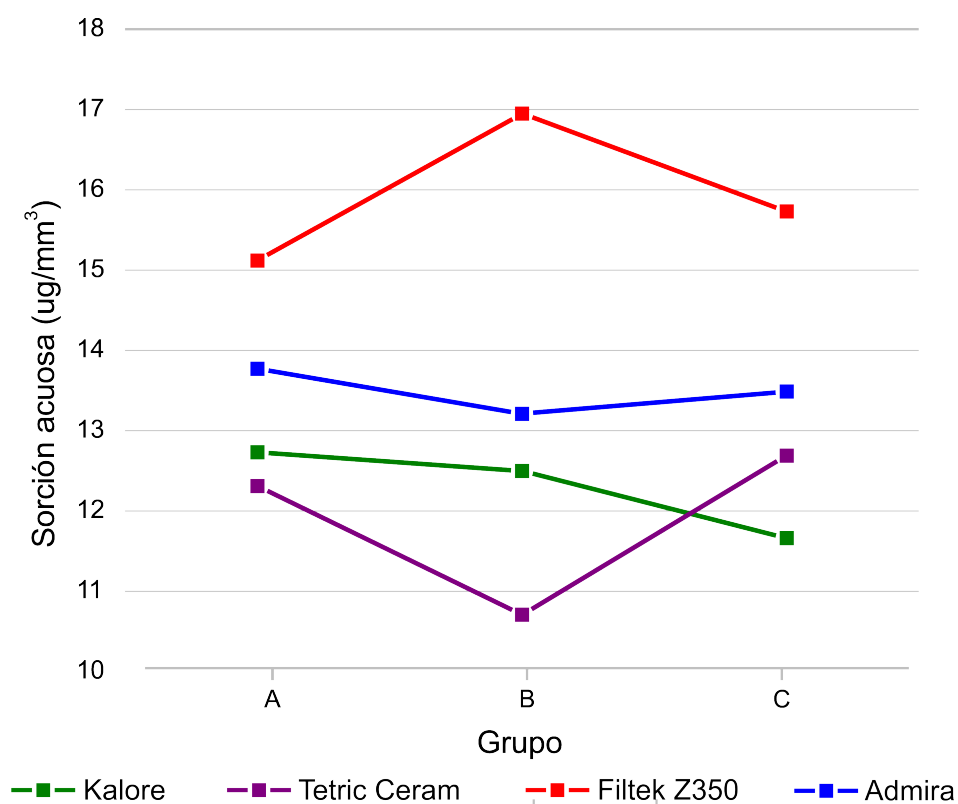


Ilustración 28 Sorción acuosa

7.1.4 Solubilidad

En la tabla 11, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de solubilidad ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), en cada uno de los grupos establecidos.

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Solubilidad			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	,505450	,5026342	20
2,00	1,043700	,5885357	20
3,00	,685632	,6328055	19
Total	,745932	,6100918	59

Tabla 11 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 12, muestra diferencias significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Solubilidad

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2,999 ^a	2	1,500	4,517	,015
Intersección	32,721	1	32,721	98,572	,000
Energía	2,999	2	1,500	4,517	,015
Error	18,589	56	,332		
Total	54,417	59			
Total corregida	21,588	58			

Tabla 12 Prueba de ANOVA para solubilidad

Para los subgrupos con diferencias significativas se realizó la prueba de Tukey (tabla 13).

Solubilidad

DHS de Tukey^{a,b,c}

1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	N	Subconjunto	
		1	2
1,00	20	,505450	
3,00	19	,685632	,685632
2,00	20		1,043700
Sig.		,592	,135

Tabla 13 Subconjuntos homogéneos de los grupos

Los valores de solubilidad en los tres diferentes grupos muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio afecta esta propiedad, existe una relación directa entre ambos parámetros, es decir, a mayor energía de polimerización y el modo de entrega la solubilidad aumenta.

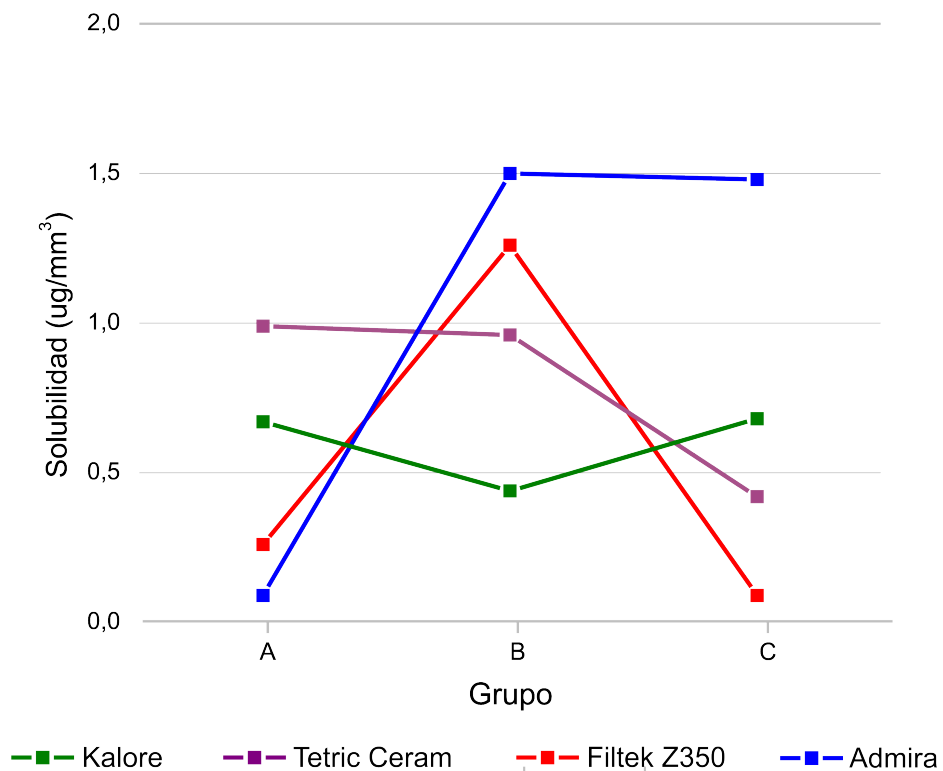


Ilustración 29 Solubilidad

7.1.5 Grado de conversión

En la tabla 14, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de grado de conversión (%), en cada uno de los grupos establecidos.

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Grado de Conversión			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	45,97258	6,839359	12
2,00	47,66392	8,446956	12
3,00	47,03142	9,895816	12
Total	46,88931	8,270659	36

Tabla 14 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 15, no muestra diferencias significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Grado de Conversión

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	17,527 ^a	2	8,764	,122	,886
Intersección	79149,851	1	79149,851	1099,023	,000
Energía	17,527	2	8,764	,122	,886
Error	2376,606	33	72,018		
Total	81543,984	36			
Total corregida	2394,133	35			

Tabla 15 Prueba de ANOVA para grado de conversión

Los valores de grado de conversión en los tres diferentes grupos no muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio no afecta en esta propiedad.

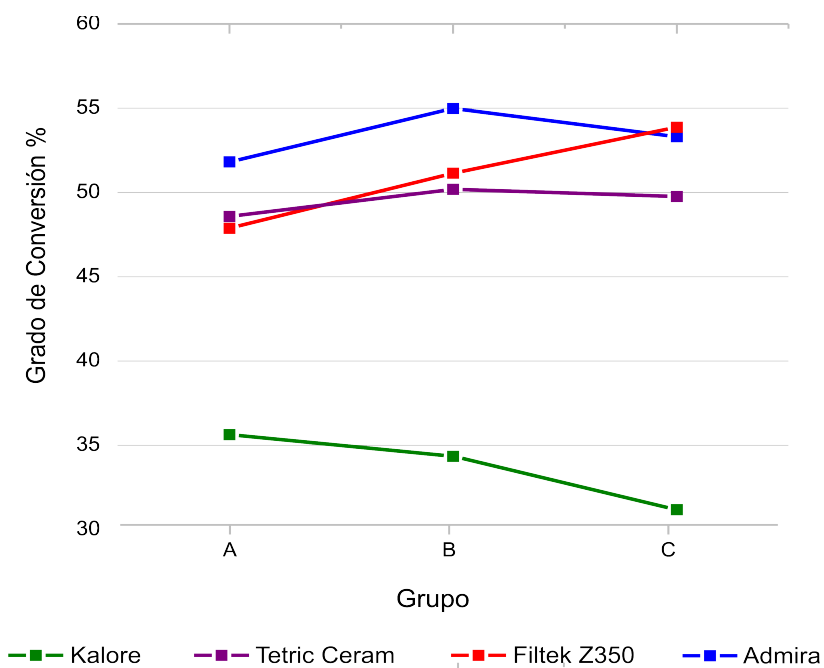


Ilustración 30 Grado de conversión

7.1.6 Encogimiento

En la tabla 16, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de encogimiento (%), en cada uno de los grupos establecidos.

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Encogimiento			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	1,47105	,346418	19
2,00	1,49175	,372119	4
3,00	1,54625	,370052	20
Total	1,50795	,353001	43

Tabla 16 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 17, no muestra diferencias significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos					
Variable dependiente: Encogimiento					
Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,056 ^a	2	,028	,217	,806
Intersección	57,657	1	57,657	445,453	,000
Energía	,056	2	,028	,217	,806
Error	5,177	40	,129		
Total	103,012	43			
Total corregida	5,234	42			

Tabla 17 Prueba de ANOVA para encogimiento

Los valores de encogimiento en los tres diferentes grupos no muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio no afecta en esta propiedad.

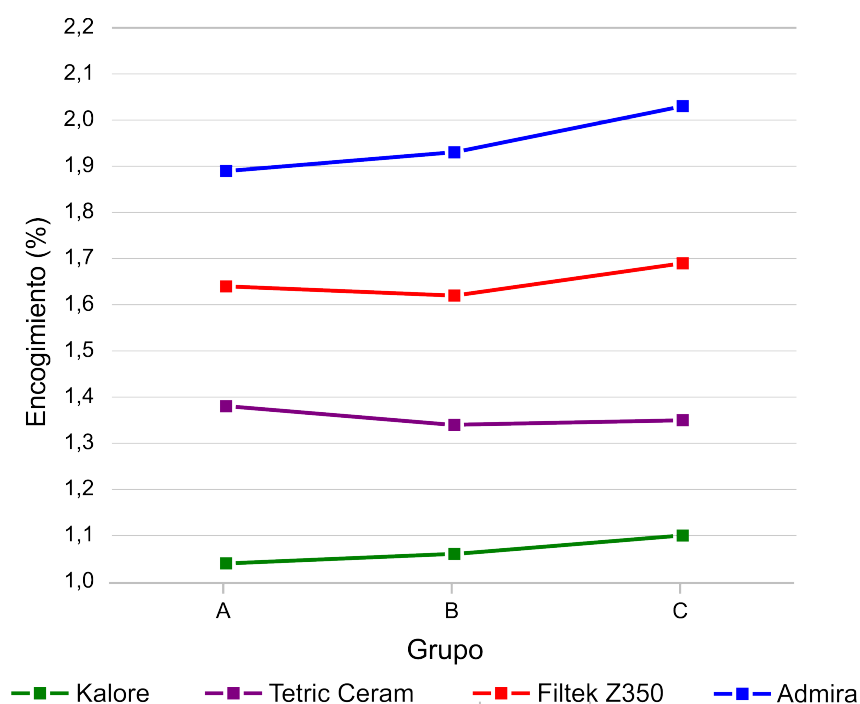


Ilustración 31 Encogimiento

7.1.7 Rapidez de polimerización

En la tabla 18, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar, para los valores de rapidez de polimerización (mm/min), en cada uno de los subgrupos establecidos.

Estadísticos descriptivos			
Variable dependiente: Rapidez de Polimerización			
1= 5J, 2=10J H, 3=10J L	Media	Desviación típica	N
1,00	67,49558	22,099908	19
2,00	57,82150	24,545434	4
3,00	58,10470	20,452231	20
Total	62,22781	21,542441	43

Tabla 18 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los grupos

El análisis de varianza, se presenta en la tabla 19, no muestra diferencias

significativas.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Rapidez de Polimerización

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	944,901 ^a	2	472,451	1,019	,370
Intersección	95407,079	1	95407,079	205,770	,000
Energía	944,901	2	472,451	1,019	,370
Error	18546,323	40	463,658		
Total	186000,160	43			
Total corregida	19491,225	42			

Tabla 19 Prueba de ANOVA para rapidez de polimerización

Los valores de rapidez de polimerización en los tres diferentes grupos no muestran diferencias significativas, demostrando que la energía de polimerización entregada en los grupos de estudio no afecta en esta propiedad.

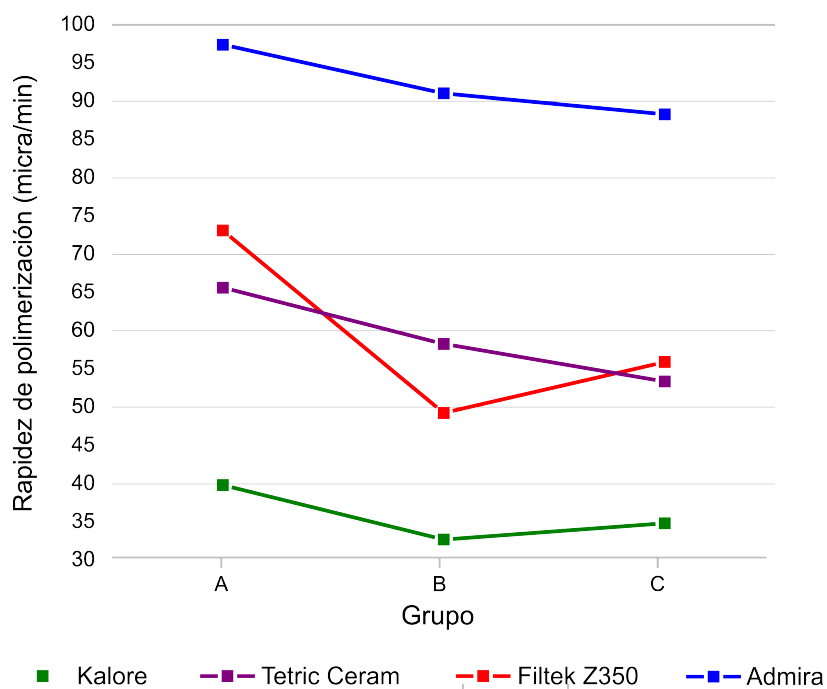


Ilustración 32 Rapidez de polimerización

7.2 Resultados por marcas

7.2.1 *Admira®*

En la tabla 20, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar para los valores de las propiedades evaluadas en cada uno de los grupos y subgrupos analizados.

Grupo	ADMIRA		
	A	B	C
Resistencia a la Flexión	52.05 (11.03) ^a	50.51 (15.54) ^a	61.39 (17.05) ^a
Módulo de Flexión	7221.2 (448.3) ^a	7327.6 (1194.99) ^a	8989.0 (629.77) ^b
Sorción Acuosa	13.77 (1.48) ^a	13.21 (1.26) ^a	13.49 (1.12) ^a
Solubilidad	0.09 (0.20) ^a	1.50 (0.35) ^b	1.48 (0.42) ^b
Grado de Conversión	51.81 (1.48) ^a	54.97 (1.48) ^a	53.3 (0.92) ^a
Encogimiento	1.89 (0.19) ^a	1.93 (0.26) ^a	2.03 (0.11) ^a
Rapidez de polimerización	97.4 (15.64) ^a	91.03 (0) ^a	88.27 (10.11) ^a

Tabla 20 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos

El análisis de varianza que se presenta en la tabla 21, muestra diferencias significativas en las propiedades de módulo de flexión y solubilidad.

		ANOVA de un factor				
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Módulo de Flexión	Inter-grupos	8427882,857	2	4213941,429	6,015	,017
	Intra-grupos	7705796,000	11	700526,909		
	Total	16133678,857	13			
Resistencia a la Flexión	Inter-grupos	297,902	2	148,951	,704	,515
	Intra-grupos	2325,988	11	211,453		
	Total	2623,890	13			
Sorción Acuosa	Inter-grupos	,777	2	,389	,230	,798
	Intra-grupos	20,288	12	1,691		
	Total	21,065	14			
Solubilidad	Inter-grupos	6,555	2	3,278	27,908	,000
	Intra-grupos	1,409	12	,117		
	Total	7,965	14			
Grado de Conversión	Inter-grupos	15,054	2	7,527	4,296	,070
	Intra-grupos	10,512	6	1,752		
	Total	25,566	8			
Encogimiento	Inter-grupos	,040	2	,020	,821	,478
	Intra-grupos	,172	7	,025		
	Total	,213	9			
Rapidez de Polimerización	Inter-grupos	186,728	2	93,364	,572	,589
	Intra-grupos	1143,427	7	163,347		
	Total	1330,155	9			

Tabla 21 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca *Admira®*

Las diferencias en el comportamiento de la energía de polimerización, sugirieron hacer la prueba de Tukey para las propiedades que tuvieron diferencias significativas: módulo de flexión y solubilidad (tabla 22 y 23).

Módulo de Flexión			
HSD de Tukey ^{a,b}			
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Admira A	5	7221,20000	8989,00000
Admira B	5	7327,60000	
Admira C	4		
Sig.		,980	1,000

Tabla 22 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

Solubilidad			
HSD de Tukey ^a			
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Admira A	5	,091600	1,486200
Admira C	5		
Admira B	5		
Sig.		1,000	,997

Tabla 23 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

7.2.2 Filtek Z350 XT®

En la tabla 24, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar para los valores de las propiedades evaluadas en cada uno de los grupos y subgrupos analizados.

	FILTEK Z350 XT		
Grupo	A	B	C
Resistencia a la Flexión	87.39 (5.61) ^a	73.90 (22.21) ^a	77.37 (12.93) ^a
Módulo de Flexión	8739.75 (989.27) ^a	9306.00 (159.44) ^a	9408.75 (418.25) ^a
Sorción Acuosa	15.12 (2.16) ^a	16.95 (1.00) ^a	15.73 (1.49) ^a
Solubilidad	0.26 (0.38) ^a	1.26 (0.62) ^b	0.09 (0.20) ^a
Grado de Conversión	47.86 (1.18) ^a	51.14 (0.57) ^b	53.87 (1.38) ^b
Encogimiento	1.64 (0.20) ^a	1.62 (0.22) ^a	1.69 (0.11) ^a
Rapidez de polimerización	73.11 (6.48) ^a	49.24 (0) ^a	55.92 (3.73) ^a

Tabla 24 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos

El análisis de varianza que se presenta en la tabla 25, muestra diferencias significativas en las propiedades de solubilidad, grado de conversión y rapidez de polimerización.

		ANOVA de un factor				
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Módulo de Flexión	Inter-grupos	1228402,050	2	614201,025	1,488	,268
	Intra-grupos	4541197,950	11	412836,177		
	Total	5769600,000	13			
Resistencia a la Flexión	Inter-grupos	676,941	2	338,470	1,430	,280
	Intra-grupos	2603,259	11	236,660		
	Total	3280,199	13			
Sorción Acuosa	Inter-grupos	8,736	2	4,368	1,646	,234
	Intra-grupos	31,854	12	2,655		
	Total	40,590	14			
Solubilidad	Inter-grupos	4,002	2	2,001	10,314	,002
	Intra-grupos	2,328	12	,194		
	Total	6,330	14			
Grado de Conversión	Inter-grupos	54,168	2	27,084	22,112	,002
	Intra-grupos	7,349	6	1,225		
	Total	61,517	8			
Encogimiento	Inter-grupos	,008	2	,004	,147	,866
	Intra-grupos	,229	8	,029		
	Total	,237	10			
Rapidez de Polimerización	Inter-grupos	951,445	2	475,722	16,996	,001
	Intra-grupos	223,924	8	27,990		
	Total	1175,369	10			

Tabla 25 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Filtek Z350 XT®

Las diferencias en el comportamiento de la energía de polimerización, sugirieron hacer la prueba de Tukey para las propiedades que tuvieron diferencias significativas (tabla 26 y 27).

Solubilidad			
HSD de Tukey ^a			
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Filtek Z350 C	5	,091600	1,262200
Filtek Z350 A	5	,261200	
Filtek Z350 B	5		
Sig.		,818	1,000

Tabla 26 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

Grado de Conversión			
HSD de Tukey ^a			
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Filtek Z350 A	3	47,86967	51,14900
Filtek Z350 B	3		
Filtek Z350 C	3		
Sig.		1,000	,054

Tabla 27 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

7.2.3 Kalore®

En la tabla 28, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar para los valores de las propiedades evaluadas en cada uno de los grupos y subgrupos analizados.

	KALORE		
Grupo	A	B	C
Resistencia a la Flexión	57.41 (7.69) ^a	56.67 (3.16) ^a	64.81 (15.45) ^a
Módulo de Flexión	6925.80 (564.44) ^a	8801.80 (318.59) ^c	7848.60 (425.20) ^b
Sorción Acuosa	12.73 (1.23) ^a	12.50 (1.02) ^a	11.66 (0.47) ^a
Solubilidad	0.67 (0.48) ^a	0.44 (0.56) ^a	0.68 (0.28) ^a
Grado de Conversión	35.63 (4.78) ^a	34.34 (3.72) ^a	31.18 (4.15) ^a
Encogimiento	1.04 (0.10) ^a	1.06 (0.019) ^a	1.10 (0.04) ^a
Rapidez de polimerización	39.81 (7.12) ^a	32.71 (0) ^a	34.83 (0.97) ^a

Tabla 28 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos

El análisis de varianza que se presenta en la tabla 29, muestra diferencias significativas en la propiedad de módulo de flexión.

		ANOVA de un factor				
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Módulo de Flexión	Inter-grupos	8799210,133	2	4399605,067	21,965	,000
	Intra-grupos	2403584,800	12	200298,733		
	Total	11202794,933	14			
Resistencia a la Flexión	Inter-grupos	202,705	2	101,353	,987	,401
	Intra-grupos	1232,644	12	102,720		
	Total	1435,349	14			
Sorción Acuosa	Inter-grupos	3,201	2	1,601	1,727	,219
	Intra-grupos	11,124	12	,927		
	Total	14,326	14			
Solubilidad	Inter-grupos	,182	2	,091	,427	,662
	Intra-grupos	2,553	12	,213		
	Total	2,735	14			
Grado de Conversión	Inter-grupos	31,519	2	15,760	,874	,464
	Intra-grupos	108,176	6	18,029		
	Total	139,695	8			
Encogimiento	Inter-grupos	,008	2	,004	,534	,606
	Intra-grupos	,057	8	,007		
	Total	,064	10			
Rapidez de Polimerización	Inter-grupos	81,525	2	40,762	1,574	,265
	Intra-grupos	207,138	8	25,892		
	Total	288,663	10			

Tabla 29 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Kalore®

Las diferencias en el comportamiento de la energía de polimerización, sugirieron hacer la prueba de Tukey para las propiedades que tuvieron diferencias significativas (tabla

30).

Módulo de Flexión				
HSD de Tukey ^a				
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05		
		1	2	3
Kalore A	5	6925,80000	7848,60000	8801,80000
Kalore C	5			
Kalore B	5			
Sig.		1,000	1,000	1,000

Tabla 30 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

7.2.4 Tetric N Ceram Bulk Fill®

En la tabla 31, se presentan las medias aritméticas y sus desviaciones estándar para los valores de las propiedades evaluadas en cada uno de los grupos y subgrupos analizados.

Grupo	TETRIC N CERAM BULK FILL		
	A	B	C
Resistencia a la Flexión	67.16 (8.07) ^b	50.43 (14.02) ^a	61.53 (5.14) ^{ab}
Módulo de Flexión	6447.60 (319.23) ^a	7354.00 (63.02) ^b	7403.20 (589.34) ^b
Sorción Acuosa	12.31 (0.64) ^b	10.71 (0.50) ^a	12.69 (0.87) ^b
Solubilidad	0.99 (0.37) ^a	0.96 (0.18) ^a	0.42 (0.49) ^a
Grado de Conversión	48.57 (1.95) ^a	50.18 (1.45) ^a	49.76 (1.13) ^a
Encogimiento	1.38 (0.06) ^a	1.34 (0.25) ^a	1.35 (0.10) ^a
Rapidez de polimerización	65.62 (5.05) ^a	58.29 (0) ^a	53.39 (4.59) ^a

Tabla 31 Media aritmética y desviación estándar por cada uno de los subgrupos

El análisis de varianza que se presenta en la tabla 32, muestra diferencias significativas en las propiedades: módulo de flexión y sorción acuosa.

ANOVA de un factor						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Módulo de Flexión	Inter-grupos	2807779,714	2	1403889,857	8,537	,006
	Intra-grupos	1808856,000	11	164441,455		
	Total	4616635,714	13			
Resistencia a la Flexión	Inter-grupos	632,819	2	316,410	3,637	,061
	Intra-grupos	956,978	11	86,998		
	Total	1589,797	13			
Sorción Acuosa	Inter-grupos	10,401	2	5,200	11,519	,002
	Intra-grupos	4,966	11	,451		
	Total	15,367	13			
Solubilidad	Inter-grupos	,878	2	,439	3,346	,073
	Intra-grupos	1,444	11	,131		
	Total	2,322	13			
Grado de Conversión	Inter-grupos	4,180	2	2,090	,868	,466
	Intra-grupos	14,443	6	2,407		
	Total	18,623	8			
Encogimiento	Inter-grupos	,002	2	,001	,124	,885
	Intra-grupos	,062	8	,008		
	Total	,064	10			
Rapidez de Polimerización	Inter-grupos	375,373	2	187,686	8,047	,012
	Intra-grupos	186,584	8	23,323		
	Total	561,956	10			

Tabla 32 Prueba de ANOVA para las propiedades de la marca Tetric N Ceram Bulk Fill®

Las diferencias en el comportamiento de la energía de polimerización, sugirieron hacer la prueba de Tukey para las propiedades que tuvieron diferencias significativas (tabla 33 y 34).

Módulo de Flexión			
HSD de Tukey ^{a,b}			
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Tetric Ceram A	5	6447,60000	
Tetric Ceram B	4		7354,00000
Tetric Ceram C	5		7403,20000
Sig.		1,000	,981

Tabla 33 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

Sorción Acuosa

HSD de Tukey^{a,b}

Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05	
		1	2
Tetric Ceram B	5	10,711400	
Tetric Ceram A	5		12,315400
Tetric Ceram C	4		12,692000
Sig.		1,000	,680

Tabla 34 Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos

VIII DISCUSIÓN

8.1 Resistencia a la flexión y módulo de flexión

Existe una regla general que nos menciona; el aumento de las propiedades mecánicas aumenta con el relleno inorgánico, lo que se consigue con la disminución de la plasticidad y la capacidad que tiene el material para absorber la energía.

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio, es posible determinar que las propiedades mecánicas evaluadas, más que tener una relación directa con la exposición a la irradiación, tienen una relación con la cantidad de relleno inorgánico que cada una de las marcas evaluadas posee en su composición (Ilustración 26 y 27).

Así, en las resinas comerciales evaluadas en este estudio, el material con mayor relleno inorgánico fue de Filtek Z350 XT®, la cual obtuvo los mayores valores en ambas propiedades mecánicas; con una resistencia a la flexión (σ) de 87.39 MPa y un módulo de flexión (E) de 9408.75 MPa (Ilustración 26). También se observó que el material que tienen en su composición menor relleno inorgánico es Tetric N Ceram Bulk Fill® (Ilustración 26 y 27), tiene significativamente menores valores tanto en (σ) con 50.43 MPa como en (E) con 6447.60 MPa. Esto podría explicarse al hecho de que las grietas en la resina no dependen solo del comportamiento elástico – plástico, sino también de la composición del material.

Los valores de σ y E de la marca Admira®, son comparados a los reportados por otros autores (25, 26). De acuerdo con Peutzfeldt y Asmussen (34), los valores de σ y E aumentan significativamente conforme aumenta la energía de polimerización. Si no se genera un grado de conversión adecuado, el material polimerizado no produce las características mecánicas suficientes, como para ser utilizado en una restauración dental. Socratis Thomaidis y colaboradores, obtuvieron valores más elevados en ambas propiedades, ellos manejaron una energía de polimerización de 40 J/cm², 4 veces mayor a los grupos evaluados en este estudio, concluyendo que la energía de polimerización se relaciona directamente con las propiedades mecánicas (25). Goncalves Mota y colaboradores, en los valores de resistencia a la flexión (σ), concuerdan con lo obtenido en

este análisis, al observarse que a 40 s con luz halógena son similares a los valores obtenidos con el grupo C (26). En la tabla 21 de resistencia a la flexión (σ) de la marca Admira®, se muestra que no existen diferencias significativas en los tres grupos, lo que sugiere que el total de energía entregada en estos grupos no afecta las propiedades mecánicas, sin embargo el grupo C presenta los mejores valores; con menor energía de polimerización y mayor tiempo de exposición. La tabla 21 de módulo de flexión (E) muestra que los grupos tienen diferencias significativas entre ellos, lo que sugiere que el total de energía entregada en este grupo afecta el módulo de flexión. El grupo C por ejemplo, posee un valor mayor de módulo de elasticidad, lo que hace suponer que las cadenas de polímero de las probetas incluidas en este grupo, tuvieron mayor tiempo de acomodo, generando menos estrés y así, ser más resistente a las fuerzas de flexión o pandeo.

Los valores de σ y E de la marca Filtek Z350 XT®, son comparables con las obtenidas por otro autor (27). La composición nanohíbrida de esta resina a base de partículas de sílice y circonia en clusters hace que tenga los valores más altos en las propiedades mecánicas en las resinas evaluadas en este estudio. Nivea Regina Fróes-Salgado y colaboradores, mencionan valores que aumentan significativamente comparados con los de este estudio, ellos manejan una energía de polimerización más alta de 12 y 24 J/cm², concluyen en su trabajo que con una energía de polimerización de 12 J/cm², se obtienen valores adecuados en las propiedades mecánicas (27). En la tabla 25 de σ y E se muestra que los grupos no tienen diferencias significativas entre sí, lo que sugiere que el total de energía entregada en estos grupos no afecta las propiedades mecánicas finales del material. Sin embargo, el módulo de flexión aumenta de forma lineal, entre los grupos evaluados en este estudio (A, B y C).

Los valores de σ y E de la marca Kalore®, son comparados con otros autores (28, 36, 38, 39). Esta resina tiene una composición totalmente diferente a otras resinas dentales, tanto en la matriz orgánica con su monómero Dx-511 y UDMA; como en el relleno inorgánico prepolimerizado patentado HDR (High Density Radiopaque). El grado de conversión en este material es relativamente bajo (Ilustración 30), sin embargo, las propiedades mecánicas son muy comparables a las otras resinas evaluadas en este estudio, ya que el peso y el volumen de relleno inorgánico son muy similares al resto de las

resinas evaluadas. Roberto Braga y colaboradores, mencionan valores superiores a los obtenidos en este estudio, manejan una energía de polimerización de 30 J/cm^2 , más alto que los valores de los grupos evaluados, lo que sugiere que los valores de σ y E aumentan significativamente conforme aumenta la energía de polimerización (38). Lilyan Yamasaki y colaboradores, manejan una energía de polimerización de 24 J/cm^2 , sin embargo, los resultados obtenidos en su estudio son muy parecidos con los de este trabajo. Ellos concluyen que las propiedades mecánicas en “materiales de baja contracción”, disminuyen en comparación con las resinas dentales a base de dimetacrilatos (39). Los resultados obtenidos en este trabajo sugieren lo contrario ya que las propiedades mecánicas de Kalore®, son bastante comparables con los demás materiales a pesar de su bajo grado de conversión. Takatsugu Yamamoto y colaboradores, obtuvieron valores menores a los obtenidos, manejando una energía de polimerización de 24 J/cm^2 concluyendo en su que los materiales de baja contracción, generan menor estrés y por lo tanto, los valores en las propiedades mecánicas mejoran (36). En otro estudio elaborado por Cecilia Goracci y colaboradores, al realizar la evaluación mecánica de la resina Kalore® con una energía de polimerización de 22 J/cm^2 , concluyendo que no existe una relación directa con la cantidad de relleno inorgánico y las propiedades mecánicas (28). En la tabla 29 de E , se muestra que los grupos tienen diferencias significativas entre sí, lo que sugiere que el total de energía entregada en estos grupos afecta las propiedades mecánicas finales del material. Entre el grupo A y B existen diferencias significativas, a mayor energía de polimerización se obtienen mejores valores en la elasticidad que adquiere el material.

Los valores de σ y E de la marca Tetric N Ceram Bulk Fill®, son comparados con otro autor (40). Esta resina tiene un iniciador diferente al resto de las resinas en este estudio y es el único material evaluado que puede alcanzar su polimerización completa en incrementos de 4 mm. Julian Leprince y colaboradores, manejan valores mucho mayores a los obtenidos en este estudio, se sugiere que las diferencias en los resultados obtenidos se puedan deber a que las condiciones en las que se realizaron las pruebas no fueron en una habitación con la luz controladas y el tipo de iniciador es diferente al de los otros materiales y esto influye significativamente (40). En la tabla 32 de E , muestra que los grupos tienen diferencias significativas entre ellos, lo que sugiere que el total de energía entregados en

estos grupos afecta las propiedades mecánicas finales del material. Los tres grupos tienen un aumento lineal (A, B, C), a mayor energía de polimerización se obtienen mejores valores en la elasticidad que adquiere el material.

8.2 Sorción acuosa y solubilidad

La sorción acuosa está directamente relacionada con la cantidad y el tipo de matriz orgánica disponible en el material. El disolvente extrae componentes sin reaccionar. Por otra parte, el disolvente se difunde en la red del polímero y separa las cadenas creando expansiones, aumento de volumen y el peso. Sin embargo, la red de polímero contiene micro-huecos creados durante la polimerización y existe un volumen libre entre las cadenas, una parte del disolvente se acomoda sin crear ningún cambio en el volumen.

En las resinas comerciales evaluadas en este trabajo, el material con menor sorción acuosa es Tetric N Ceram Bulk Fill® con $10.71 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ y el de mayor fue Filtek Z350 XT® con $16.95 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ambas dentro del grupo B (Ilustración 28). Podemos observar que la primera que tiene una matriz orgánica a base de Bis GMA con UDMA tiene una menor absorción de agua, ya que al combinarse genera un sistema monomérico más hidrófobo, que la segunda, que está compuesta principalmente por TEGDMA con PEGDMA y al ser estos menos viscosos permiten más fácilmente la entrada de agua, aunado a que poseen dentro de su cadena elementos con los cuales el agua puede formar puentes de Hidrógeno, y por lo tanto aumenta de manera significativa la absorción de agua.

En solubilidad el material con menor cantidad de material disuelto en el agua fue Admira® con $0.09 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ y Filtek Z350 XT® con $0.09 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ mientras que el material con mayor solubilidad fue Admira® $1.50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ en diferentes grupos A y B (Ilustración 29). Aquí ocurren dos fenómenos contradictorios para la difusión de disolvente y la porosidad observados dentro de las muestras. Comparando ambos tipos de matriz, uno en dimetacrilato y el otro en ormocerres, observamos que se disuelve la misma cantidad de material. Esto puede ser probablemente relacionado con la combinación de los monómeros utilizados y a las características hidrófilas de los mismos.

Los valores de medias de sorción acuosa y solubilidad con sus respectivas

desviaciones estándar de la marca Admira® se muestran en las Ilustraciones 28 y 29, siendo comparados a los obtenidos en otro trabajo publicado (29). Larissa Maria Cavalcante y colaboradores, obtuvieron valores muy parecidos, sin embargo, su energía de polimerización es de 22 J/ cm^2 , ellos concluyeron que este material al ser compuesto por cerámica modificada y ser demasiado viscoso, no permite tan fácilmente la entrada de agua al material (29).

Bajo las condiciones de este estudio, la energía de polimerización, con la que se inicia la reacción química, no es un factor que afecte los valores de sorción acuosa (Ilustración 28). Posiblemente, como lo menciona Asaoka y colaboradores (30), otros factores como el coeficiente de difusión, determinado por el tamaño de las probetas o la manera de irradiación, afecten los resultados de solubilidad (Ilustración 29).

Los valores de medias de sorción acuosa y solubilidad con sus respectivas desviaciones estándar de la marca Filtek Z350 XT® se muestran en las Ilustraciones 28 y 29, siendo comparados a los obtenidos en otro trabajo publicado (45). Celerino de Moraes Porto y colaboradores, con una energía de polimerización de 46 J/ cm^2 , obtuvieron valores relativamente más bajos que los resultados obtenidos con las cantidades de energía de polimerización de este estudio. Ellos concluyeron que después de tres meses la sorción acuosa y la solubilidad de las resinas compuestas basados en dimetacrilatos obtienen una estabilidad en estas propiedades (31). En la tabla 25 de solubilidad, se muestra que los grupos tienen diferencias significativas entre sí, lo que sugiere que el total de energía entregados en estos grupos afecta las propiedades físicas finales del material. Los tres grupos tienen un comportamiento lineal, a mayor energía de polimerización se obtienen menores valores en la cantidad de material que se puede disolver en el agua (Ilustraciones 28 y 29).

8.3 Grado de conversión

La cinética de la reacción de polimerización continúa, aún después de haber terminado la activación con luz visible. El tiempo transcurrido desde el inicio de la polimerización permite que los grupos metacrilato aún sin reaccionar por efecto de la energía lumínica, vayan alcanzando paulatinamente extremos de cadenas con radicales

libres para reaccionar y unirse a ella. Éstas, en el material polimerizado con menor energía tienen mayor facilidad de movimiento y, por lo tanto, mayor velocidad de reacción de los grupos metacrilato libres; conforme pasa el tiempo, llega a alcanzar una densidad tal, que se equipara con las probetas polimerizadas con mayor energía, por lo que es entendible que el grado de conversión sea similar entre grupos polimerizados con diferentes energías.

Los valores de medias de grado de conversión con sus respectivas desviaciones estándar de la marca Filtek Z350 XT® se muestran en la tabla 25, son comparados por otros autores (27, 31, 34, 35). Celerino de Moraes Porto y colaboradores, con una energía de polimerización de 46 J/cm^2 , en la medición que realizaron inmediatamente obtuvieron valores menores a los resultados analizados bajo las condiciones de este estudio y los valores que obtuvieron después de 24 horas son superiores a los analizados bajo las condiciones de este estudio, concluyendo que conforme pasa el tiempo de polimerización el grado de conversión aumenta. Se conoce que inmediatamente después de la activación lumínica, aproximadamente entre el 30 y el 50% de los grupos metacrilato, no han reaccionado y quedan como grupos pendientes y poco a poco van alcanzando valores más altos (31). Iaskievicz Ribeiro y colaboradores, obtuvieron resultados muy parecidos y comparables a los resultados obtenidos en este estudio, con una energía de polimerización de 16 y 20 J/cm^2 , concluyeron que esta resina microhíbrida presenta el mayor grado de conversión con una energía de polimerización de 20 J/cm^2 (34). Fróes Salgado y colaboradores, registraron resultados más altos que los de este estudio, con una energía de polimerización de 12 y 24 J/cm^2 , concluyeron que la energía de polimerización entre estos dos valores no muestran diferencias significativas, por lo que con una energía de 12 J/cm^2 es suficiente para obtener resultados óptimos en las propiedades mecánicas y grado de conversión (27). Diego Horning y colaboradores, obtuvieron resultados muy bajos en comparación a los obtenidos en este estudio, concluyen en su estudio que las lámparas de tercera generación promueven mayor grado de conversión y las resinas con mayor tamaño de carga inorgánica presentan menor grado de conversión (35). En las tablas de grado de conversión, se muestra que los grupos tienen diferencias significativas entre sí, lo que sugiere que el total de energía entregados en estos grupos afecta las propiedades finales del material. Los tres grupos tienen un aumento lineal (A, B, C), dado que existe una relación

directa entre ambos parámetros, es decir, a mayor energía de polimerización el grado de conversión aumenta.

Los valores de medias de grado de conversión con sus respectivas desviaciones estándar de la marca Kalore® se muestran en la tabla 29, son comparados por otros autores (28, 39). Sus valores son relativamente bajos debido a la estructura molecular de Dx-511 que incluye un núcleo rígido y los brazos flexibles. El núcleo rígido conserva su forma y tamaño reduciendo así la capacidad de encogimiento. El peso molecular es dos veces el peso molecular de Bis GMA o UDMA, lo que reduce el encogimiento y el grado de conversión es menor. Lilyan Yamasaki y colaboradores, con una energía de polimerización de 24 J/cm^2 , obtuvieron resultados mayores en incrementos de 2 mm de material, con incrementos de 4 mm de material los resultados son extremadamente bajos, lo que concluye que en la práctica clínica esta resina no puede manejarse en incrementos superiores a los 2 mm para obtener resultados satisfactorios en la restauración dental (39). En la tabla de grado de conversión (tabla 29), se muestra que los grupos no muestran diferencias significativas entre sí, lo que sugiere que el total de energía entregada en estos grupos no afecta el grado de conversión, sin embargo, el grupo A, siendo el grupo con menor energía de polimerización muestra mayor grado de conversión comparado con los dos grupos restantes.

Los valores de medias de grado de conversión con sus respectivas desviaciones estándar de la marca Tetric N Ceram Bulk Fill® se muestran en la tabla 32, son comparados por otro autor (41). En el estudio realizado por José Zorzin y colaboradores, con una energía de polimerización de 36 J/cm^2 , el grado de conversión registrado es mayor a los resultados registrados en este estudio, concluyendo que a pesar de ser resinas dentales que se pueden polimerizar por bloques de 4 mm, se obtienen mayores resultados de grado de conversión cuando se disminuyen los incrementos del material (41). En la tabla 32 de grado de conversión, se muestra que los grupos no muestran diferencias significativas entre sí, lo que sugiere que el total de energía entregados en estos grupos no afecta esta propiedad, sin embargo, el grupo A, siendo el grupo con menor energía de polimerización muestra menor grado de conversión comparado con los dos grupos restantes.

Las diferentes marcas incluidas en el análisis se comportaron de manera similar, por lo que fueron incluidas en el análisis post hoc. El máximo valor fue el obtenido en muestras polimerizadas con 10 J/cm² del grupo B de la marca Admira® (Ilustración 30). La resina dental con el menor valor en grado de conversión es Kalore® (31.18 %) con números relativamente bajos, debido a la matriz orgánica totalmente diferente.

8.4 Encogimiento y rapidez de polimerización

Desde el principio, la estabilidad dimensional del material restaurador está comprometida por la reacción de polimerización. La conversión del monómero a una red polimérica se acompaña por un acercamiento entre las moléculas, lo que conduce al encogimiento. Cuando se utiliza la luz para iniciar el proceso de polimerización, la reacción continúa después de que la luz se apaga. La rapidez de polimerización es la tasa de encogimiento por intervalo de tiempo que va de la mano con el encogimiento que sufre el material.

El tipo de matriz orgánica de las resinas dentales está íntimamente relacionado con el encogimiento, entre más dobles enlaces convertidos a enlaces simples existan durante el proceso de polimerización, el encogimiento será mayor. Las diferentes marcas comerciales han incluido metacrilatos con mayor peso molecular para tener menos enlaces dobles por unidad de peso, y por lo tanto, menor grado encogimiento, como es UDMA, TEGDMA Y PEGDMA. El monómero más utilizado como diluyente para Bis GMA es TEGDMA, seguido por UDMA.

Así en las resinas evaluadas en este estudio, el material con mayor contenido de Bis GMA fue Admira®, la cual obtuvo los mayores valores en encogimiento 2.06 % (Ilustración 31). También se observó que los materiales que tienen en su composición TEGDMA, obtuvieron encogimiento significativo como es Filtek Z350 XT® (tabla 25). Esto podría explicarse como una función de dobles enlaces, ya que se encontró que al aumentar dobles enlaces, la tasa de encogimiento aumenta.

La resina Tetric N Ceram Bulk Fill®, la cual tiene en su composición UDMA, obtuvo valores bajos al igual que la marca Kalore®, la cual al tener una matriz orgánica

totalmente diferente, Dx-511 con un centro rígido largo y brazos flexibles su encogimiento es considerablemente menor 1.04 %, al igual que su grado de conversión y su rapidez de polimerización.

La rapidez de polimerización de las resinas dentales, varía entre 34.71 mm / min para Kalore® y 97.4 mm/min para Admira® (Figura 32). Podemos sugerir que las resinas que contienen TEGDMA tienen un mayor valor de rapidez de polimerización. La presencia de este monómero en la resina, aumenta la cantidad de dobles enlaces disponibles por lo que la polimerización se lleva a cabo más rápidamente.

Los valores de Filtek Z350 XT®, sus medias y desviaciones estándar son comparables con varios autores (27, 42). Fróes Salgado y colaboradores, obtuvieron valores más bajos con una energía de polimerización de 12 y 24 J/cm², sugiriendo que el encogimiento y la rapidez de polimerización son menores cuando se utiliza una menor energía de polimerización como ellos manejan 12 J/cm² (27). Queiroz de Melo Monteiro y colaboradores, utilizando una energía de 22 y 24 J/cm², obtiene valores son considerablemente mayores.

Los valores de Kalore®, sus medias y desviaciones estándar son comparables con varios autores (36-39). Siendo la única resina evaluada en este estudio mostrada al mercado como “resina de baja contracción”, con una matriz orgánica diferente y patentada con un relleno inorgánico prepolimerizado. Obtuvo valores significativamente menores en comparación con las otras resinas de composición convencional. También se puede observar que con menor energía de polimerización los valores de encogimiento y rapidez de polimerización son menores. Roberto Braga y colaboradores, con una energía de 30 J/cm², sugirieron que los valores menores en el encogimiento se deben a la composición de la resina, tanto en su matriz orgánica como en su relleno inorgánico (38). Lilyan Yamasaki y colaboradores, utilizando una energía de polimerización de 24 J/cm², obtienen unos resultados superiores a los de este estudio (39), al igual que, Takatsugu Yamamoto y colaboradores, quienes al utilizar una energía de 24 J/cm², también obtuvieron valores superiores. Todos estos estudios sugieren que son muchos los factores que intervienen en el desarrollo de estrés de polimerización en las resinas dentales y la reducción en el

encogimiento no siempre genera menor estrés en la restauración (36). Steven Naoum y colaboradores, obtuvieron valores superiores a los resultados obtenidos en este estudio, ellos concluyen que durante el tiempo en donde se genera la rapidez de polimerización, después de la exposición a la luz, inmediatamente se genera el estrés en la restauración (37).

Los valores de Tetric N Ceram Bulk Fill®, sus medias y desviaciones estándar son comparables con otro autor (41). José Zorzin y colaboradores, con una energía de polimerización de 36 J/cm^2 , obtuvieron valores significativamente mayores a los obtenidos en este estudio, recomiendan polimerizar con una intensidad lumínica elevada para poder polimerizar en las cavidades profundas con este tipo de material (41).

En las tablas de encogimiento y rapidez de polimerización (tabla 21, 25, 29 y 32), observamos que en el análisis por marcas, los grupos no muestran diferencias significativas en los tres grupos de las cuatro marcas, lo que sugiere que el total de energía bajo el régimen de este estudio no afecta estas propiedades.

IX CONCLUSIONES

Con base en la discusión anterior se concluye lo siguiente:

- La hipótesis de investigación puede ser aceptada, ya que la eficacia de cada sistema de resinas dentales de las diferentes marcas comerciales, depende de la suma de cualidades y características, que pueden ser afectadas de acuerdo con los resultados obtenidos, por la energía de polimerización en las propiedades mecánicas, específicamente del módulo de flexión.
- La hipótesis de investigación puede ser aceptada, ya que la eficacia de cada sistema de resinas dentales de las diferentes marcas comerciales, depende de la suma de cualidades y características, que pueden ser afectadas de acuerdo con los resultados obtenidos, por la energía de polimerización en las propiedades físicas, específicamente en la solubilidad.
- La energía de polimerización es un factor que determina el comportamiento de los valores de módulo de flexión y solubilidad. Sin embargo para el modo en que fueron realizados los grupos de estudio y como fueron analizadas las propiedades de sorción acuosa, resistencia a la flexión, grado de conversión, encogimiento y rapidez de polimerización no fue determinante.
- La energía de polimerización no es el único elemento que influye directamente en las propiedades del material, algunas características propias de la resina comercial, como el tipo de iniciador que contiene la resina Tetric N Ceram Bulk Fill®, el tipo y la cantidad de relleno de la forma en que están compuestas Admira® y Filtek Z350 XT® y el tipo de monómeros diferentes a los convencionales presentes en Kalore®, son quienes pueden determinar las propiedades finales del material.
- Los materiales evaluados, generalmente presentan mejores resultados en sus propiedades, al ser expuestos a una intensidad lumínica de 400 mW/cm^2 y un tiempo de polimerización de 25 s.

- Todos los materiales evaluados en este estudio cumplen con los requisitos establecidos por la norma ISO 4049.
- De acuerdo a la metodología empleada en este estudio, la Ley de Reciprocidad no se cumple en los materiales evaluados.
- Se verificó que las diferentes resinas comerciales evaluadas, necesitan de valores distintos de exposición a la irradiación para obtener su polimerización ideal, importante para las propiedades físicas y mecánicas.
- En general, la resina con mejores resultados fue Filtek Z350 XT, observando que es el material con mayor carga de relleno inorgánico en su composición.
- El éxito del material, como restauración dental, depende de su correcta polimerización, ya que de esto dependen muchas otras características no contempladas en este estudio.

X BIBLIOGRAFÍA

1. G. O. Principles of polymerization. New York NY: John Wiley & Sons Inc. 1991;3rd ed.:768.
2. KJ. A. La ciencia de los materiales dentales de Phillips. McGraw-Hill Interamericana. 1998:709.
3. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2011;27(1):29-38. Epub 2010/11/26.
4. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO. 2010;120(11):972-86. Epub 2011/01/19.
5. Macchi RL. Materiales Dentales. 3era ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana 2000. 145 - 68 p.
6. S. D. Polymers in dentistry. Journal of Engineering in Medicine. 1998;212:453 - 64.
7. Moszner N SU. New developments of polymeric dental composites. Progress in polymer science. 2001;26:535 - 76.
8. K-JM. S. Filler systems and resin interface. Posterior composites resin dental restorative materials: Peter Szulc Publishing Co. 1985; In: Vanherle G, Smith D, editors:139 - 62.
9. Barceló SF PC. Resinas compuestas: Materiales Dentales conocimientos básicos aplicados. ed. r, editor. México D.F. 2003.
10. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. Journal of dental research. 2011;90(4):402-16. Epub 2010/10/07.
11. Lutz F, Phillips RW. [Classification of new composite resin systems: analysis and evaluation]. Dental Cadmos. 1985;53(12):13-4, 7, 9-29 passim. Epub 1985/07/15. Classificazione dei nuovi sistemi di resine composite: analisi e valutazione.
12. ISO-Standars. ISO 4049 Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials. third ed: Switzerland International Organization for Standardization. 2000:p.27.
13. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. Dental materials journal. 2010;29(5):481-501. Epub 2010/09/23.
14. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. Journal of the California Dental Association. 2009;37(6):389-98. Epub 2009/10/17.
15. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2005;21(10):962-70. Epub 2005/08/09.
16. Tantbirojn D, Pfeifer CS, Braga RR, Versluis A. Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects? Journal of dental research. 2011;90(5):596-601. Epub 2011/02/02.
17. Pires-de-Souza Fde C, Drubi Filho B, Casemiro LA, Garcia Lda F, Consani S.

Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources. Brazilian dental journal. 2009;20(4):319-24. Epub 2010/01/14.

18. Gao BT, Lin H, Zheng G, Xu YX, Yang JL. Comparison between a silorane-based composite and methacrylate-based composites: shrinkage characteristics, thermal properties, gel point and vitrification point. Dental materials journal. 2012;31(1):76-85. Epub 2012/01/27.

19. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. Journal of dental biomechanics. 2010;2010. Epub 2010/10/16.

20. Zakir M, Al Kheraif AA, Asif M, Wong FS, Rehman IU. A comparison of the mechanical properties of a modified silorane based dental composite with those of commercially available composite material. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2013;29(4):e53-9. Epub 2013/01/29.

21. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2009;25(6):810-9. Epub 2009/03/17.

22. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. Dental materials journal. 2006;25(3):445-54. Epub 2006/11/02.

23. Duarte S, Jr., Botta AC, Phark JH, Sadan A. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. Quintessence Int. 2009;40(8):631-8. Epub 2009/07/30.

24. Yap AU SM, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. Oper Dent. 2004;29:410 - 5. Epub 2004.

25. Socratis Thomaidis AK. Mechanical properties of contemporary contemporary resins and their interrelations. Dental Materials 2013;29.

26. Goncalves Mota E MSOH. influencia de la polimerización adicional en las propiedades de una resina Ormocer. Avances en odontoestomatología. 2006;22.

27. Nivea Regina Fróes - Salgado LMS. Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversión and mechanical properties. Dental materials. 2010;26.

28. Cecilia Goracci MC. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. Dental materials. 2014;30.

29. Larissa María Cavalcante LFJS. Degradation resistance of ormocer- and dimethacrylate-based matrices with different filler contents. Journal of dentistry. 2012;40.

30. Asaoka K HS. Diffusion coefficient of water through dental composite resin. Biomaterials. 2003;24.

31. Isabel Cristina Celerino de Moraes Porto FHBdA. Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites. Journal of dentistry. 2013;41.

32. JL F. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2006;22:211-22.

33. Obici AC CM, Frollini E, Correr Sobrinho L, Consani S. Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo-activation methods. Polymer Testing. 2005.

34. Benicia Carolina Iaskievicz Ribeiro JMCB, Joel de Brito-Goncalves. Degree of conversion of nanofiller and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LED's. Oral science. 2011;20.

35. Diego Horning JCG, Osnara Maria Mongruel Gomes. Evaluación del grado de

conversión de resinas compuestas después de foto activación con lámparas LED. Revista colombiana de investigación en odontología. 2012;3.

36. Takatsugu Yamamoto YK. Polymerization stresses in low-shrinkage dental resin composites measured by crack analysis. Dental Materials. 2012;28.

37. Steven J. Naoum AE, Leah Morgan, Karina White, Elizabeth Martin, In Bog Lee. Polymerization profile analysis of resin composite dental restorative materials in real time. Journal of dentistry. 2012;40.

38. Roberto R. Braga TY. A comparative study between crack analysis and a mechanical test for assessing the polymerization stress of restorative composites. Dental materials 2012;28.

39. Lilyan C. Yamasaki AGDVM. Polymerization development of "low-shrink resin composites: Reaction kinetics, polymerization stress and quality of network. Dental materials. 2013;29.

40. Julian G. Leprince WMP. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. Journal of dentistry. 2014;42.

41. José Zorzin EM, Sarah Harre, Tobias Fey, Renan Belli. Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. Dental materials. 2015;31.

42. Gabriela Queiroz de Melo Monteiro MAJRM, Tiago Vieira Rolim, Claudia Cristina Brainer de Oliveira Mota. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. Dental materials. 2011;27.