



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LAS PROPIEDADES
MECÁNICAS DE TRES RESINAS COMPUESTAS
EXPERIMENTALES**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

TRILCE MELANNIE VIRGILIO VIRGILIO

TUTOR: DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA

**ASESORES: DR. CARLOS ÁLVAREZ GAYOSSO
DR. RICARDO VERA GRAZIANO**

MÉXICO D. F.

2007



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ÍNDICE

1. RESUMEN	1
2. INTRODUCCIÓN	3
3. ANTECEDENTES	4
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
5. JUSTIFICACIÓN	15
6. HIPÓTESIS	16
7. OBJETIVOS	
7.1 GENERAL	17
7.2 ESPECÍFICOS	17
8. METODOLOGÍA	
8.1 TIPO DE ESTUDIO	20
8.2 DEFINICIÓN DE VARIABLES	20
8.3 MUESTRA	20
8.4 MATERIALES Y MÉTODOS	22
PRUEBA DE PROFUNDIDAD DE CURADO	
A. MATERIALES	24
B. MÉTODO	25
C. CÁLCULO DE LA PROFUNDIDAD DE CURADO	26
PRUEBA DE CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN	
A. MATERIALES	27
B. MÉTODO	28
C. CÁLCULO DE LA CONTRACCIÓN	30
PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESALOJO	
A. MATERIALES	32
B. MÉTODO	34
C. CÁLCULO DE LA RESISTENCIA AL DESALOJO	42

PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	
A. MATERIALES	43
B. MÉTODO	44
D. CÁLCULO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	47
9. RESULTADOS	48
10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	63
11. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	66
12. CONCLUSIONES	72
13. REFERENCIAS	73

ILUSTRACIONES

1. Material empleado en la prueba de profundidad de curado	25
2. Medición de las muestras de profundidad de curado	26
3. Material utilizado en la prueba de contracción de polimerización	28
4. Equipo para contracción de polimerización	30
5. Material empleado en la fabricación de muestras para resistencia al desalojo	33
6. Equipo empleado para la polimerización de las muestras	34
7. Corte de muestras para resistencia al desalojo	36
8. Almacenamiento de los cortes	36
9. Montaje de muestras en hacedores cilíndricos	37
10. Fresas utilizadas en la preparación de cavidades	37
11. Realización de cavidades sobre dentina	38
12. Grabado ácido con ácido fosfórico al 20%	38
13. Secado de la cavidad	39
14. Aplicación del adhesivo	39
15. Fotopolimerización del adhesivo	40

16. Colocación de la resina por bloque	40
17. Fotopolimerización de la resina	41
18. Muestra para la prueba de resistencia al desalojo	41
19. Material y equipo empleado para resistencia a la flexión	44
20. Preparación de las muestras para resistencia a la flexión	45
21. Fotopolimerización de las muestras para resistencia a la flexión	46
22. Medición de las muestras	46

TABLAS

I. Definición de variables	20
II. Composición de las resinas experimentales	23
III. Resultados de profundidad de curado del grupo azul	48
IV. Resultados de profundidad de curado grupo blanco	49
V. Resultados de profundidad de curado grupo oro	50
VI. Resultados de contracción de polimerización grupo azul	51
VII. Resultados de contracción de polimerización grupo blanco	52
VIII. Resultados de contracción de polimerización grupo oro	53
IX. Resultados de resistencia al desalojo con adhesivo grupo azul	54
X. Resultados de resistencia al desalojo con adhesivo grupo blanco	55
XI. Resultados de resistencia al desalojo con adhesivo grupo oro	56
XII. Resultados de resistencia al desalojo sin adhesivo grupo azul	57
XIII. Resultados de resistencia al desalojo sin adhesivo grupo blanco	58
XIV. Resultados de resistencia al desalojo sin adhesivo grupo oro	59
XV. Resultados de resistencia a la flexión grupo azul	60
XVI. Resultados de resistencia a la flexión grupo blanco	61
XVII. Resultados de resistencia a la flexión grupo oro	62

ÍNDICE

GRÁFICAS

I.	Profundidad de curado del grupo azul	48
II.	Profundidad de curado grupo blanco	49
III.	Profundidad de curado grupo oro	50
IV.	Contracción de polimerización grupo azul	51
V.	Contracción de polimerización grupo blanco	52
VI.	Contracción de polimerización grupo oro	53
VII.	Resistencia al desalojo con adhesivo grupo azul	54
VIII.	Resistencia al desalojo con adhesivo grupo blanco	55
IX.	Resistencia al desalojo con adhesivo grupo oro	56
X.	Resistencia al desalojo sin adhesivo grupo azul	57
XI.	Resistencia al desalojo sin adhesivo grupo blanco	58
XII.	Resistencia al desalojo sin adhesivo grupo oro	59
XIII.	Resistencia a la flexión grupo azul	60
XIV.	Resistencia a la flexión grupo blanco	61
XV.	Resistencia a la flexión grupo oro	62

***“Si has construido un castillo en el aire,
no has perdido el tiempo,
es allí donde debería estar.
Ahora debes construir
los cimientos debajo de él”.***

George Bernard Shaw

DEDICATORIAS

A MIS PADRES

Por su gran amor, sacrificios y
apoyo incondicional
los amo.

A MIS ABUELITOS

Por todo su amor,
los amo.

A MIS HERMANAS

Tania y Tamara, han sido un
gran ejemplo,
las admiro.

A MIS AMIGOS

Porque siempre confiaron en mi y me
brindaron todo su apoyo
en todo momento.

En especial, muchas gracias al

Dr. Federico H. Barceló Santana

por su confianza, cariño y apoyo incondicionales.

Al Mtro. Javier de La Fuente Hernández

por todo el apoyo que me ha brindado.

Al Mtro. Enrique Ríos Szalay, por

alentarme a superarme en
todos los sentidos y ser mi ejemplo a seguir
gracias.

Con mucho amor a **Manuel**, por llenar
mi vida de felicidad, y
por apoyarme siempre.

Y mil gracias a todos mis pacientes
que tuvieron
confianza en mí, contribuyendo en gran
parte a mi formación.

1. RESUMEN

Las Resinas Compuestas constituyen uno de los materiales dentales de mayor desarrollo en el ámbito odontológico. Esto está directamente relacionado con sus cualidades estéticas y facilidad de manipulación. Sin embargo, aún presentan algunas desventajas, como la contracción de polimerización, repercutiendo en las fuerzas de adhesión. Por lo anterior, es necesario el desarrollo de resinas que coadyuven a lograr restauraciones más exitosas.

El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar in vitro, propiedades mecánicas de resinas compuestas experimentales.

Para dicho objetivo se elaboraron tres resinas experimentales: AZUL (BisGMA Sililado/TEGDMA/Sílice), BLANCO (BisGMA comercial/TEGDMA/Sílice) Y ORO (BisGMA Experimental/TEGDMA/Sílice), a las cuales se les realizaron pruebas de profundidad de curado, resistencia a la flexión, encogimiento por polimerización de acuerdo a la Norma ISO 4049 y resistencia al desalojo de restauraciones en cavidades sobre dentina.

Se obtuvieron como resultados los siguientes:

a) En profundidad de curado, los tres grupos mostraron valores superiores a los requeridos por la norma.

b) En resistencia a la flexión, los tres grupos obtuvieron valores por arriba de los 50 MPa.

c) En encogimiento por polimerización, el más bajo fue el reportado por el grupo azul.

d) La formulación oro reporta los mayores valores en las pruebas de resistencia a la flexión y al desalajo con adhesivo.

Los datos fueron analizados utilizando análisis estadístico ANOVA de una vía, existiendo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos.

La formulación oro reporta los mayores valores en las pruebas de resistencia a la flexión y al desalajo con adhesivo y la azul los menores de encogimiento por polimerización, por lo que es preciso realizar las adecuaciones necesarias para obtener un material que brinde las mejores propiedades.

2. INTRODUCCIÓN

En la actualidad las Resinas Compuestas constituyen uno de los materiales dentales de mayor uso y desarrollo en el ámbito odontológico a nivel mundial. Esto está directamente relacionado con sus cualidades estéticas y su facilidad de manipulación directa sobre las preparaciones cavitarias¹. Sin embargo, aún presentan algunas desventajas comparadas con otros materiales, la principal de ellas es la contracción de polimerización, repercutiendo esto en la fuerza de la interfase tejido dentario-sistema adhesivo y por lo tanto en la adhesión². Por lo anterior, es necesario crear nuevos materiales que eliminen esta desventaja sin perder sus cualidades físicas y que principalmente coadyuven a lograr restauraciones más exitosas.

El propósito de esta investigación fue evaluar y comparar in vitro, las propiedades mecánicas de tres resinas compuestas experimentales.

Para dicho propósito, tres resinas compuestas experimentales fueron sometidas a las siguientes pruebas mecánicas: profundidad de curado, encogimiento lineal por polimerización, resistencia al desalojo y finalmente resistencia a la flexión. Dicho estudio se realizó en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales (L.I.M.D.) de la División de Estudios de Posgrado (D.E.P.e.I.) de la Facultad de Odontología de la UNAM.

ANTECEDENTES

3. ANTECEDENTES

La Odontología ha buscado desarrollar diversos tipos de materiales dentales que puedan responder tanto a las demandas estéticas de los pacientes como a los requisitos funcionales que deberían asumir en la cavidad bucal. Las características ideales deseadas para estos materiales son: armonía óptica, durabilidad, resistencia mecánica ante las fuerzas masticatorias, adhesión química a las estructuras dentarias, biocompatibilidad y por último, fácil manipulación sobre las preparaciones cavitarias³.

De los materiales dentales restauradores, tanto los metales como las cerámicas no han podido lograr la totalidad de estos objetivos. En el caso de los metales, éstos no cumplen con los requisitos estéticos deseados por los pacientes, ni tampoco consiguen adhesión química a las estructuras dentarias. Sin embargo, cumplen de manera satisfactoria con el resto de los objetivos pretendidos. Por otra parte, las cerámicas no pueden ser moldeadas en forma directa sobre las preparaciones cavitarias, ni tampoco logran adhesión química a ellas, pero sí logran resultados estéticos satisfactorios. Los materiales con sistemas a base de resinas poliméricas son los mejores candidatos para lograr un mayor cumplimiento de las características deseadas³.

Los primeros materiales restauradores directos estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido

ANTECEDENTES

fosfórico con partículas de vidrio. A pesar de ofrecer una alta estética, presentaban algunos defectos como alta solubilidad en el medio bucal y un alto grado de irritación pulpar⁴. Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (un copolímero basado en el polimetacrilato de metilo), que se introdujeron a finales de los años 40 y principios de los 50, debido a su parecido con el diente, su insolubilidad en los fluidos orales, su facilidad de manipulación y su bajo costo⁵. Sin embargo, éstos poseían un alto grado de contracción de polimerización y elevado coeficiente de expansión térmica (diez veces mayor que el de las estructuras dentarias), provocando como consecuencia defectos clínicos y fallas prematuras, además de una baja resistencia mecánica, inestabilidad del color y una gran generación de calor al polimerizar.⁴

En el año 1962, el Dr. Rafael L. Bowen introdujo, en reemplazo del metacrilato de metilo, un monómero de alto peso molecular dimetacrilato llamado 2,2-bis[2-hidroxy-3-metacrililoxipropoxi]fenil o bisfenol A-glicil metacrilato (BisGMA). Debido a su mayor peso molecular, la contracción de polimerización se redujo^{2,4}. A esta molécula se le añadieron partículas de relleno inorgánico, las cuales se unían al monómero mediante un agente acoplador bifuncional constituido por un vinil silano, creando de esta forma, un nuevo complejo de resina que presentaba tres fases:

- Una orgánica,
- Una inorgánica o partículas de relleno, y

ANTECEDENTES

- Un agente de unión entre ellas (vinil silano).

De ahí nace el término resinas compuestas o “composites”, que se define como un material con gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a su agente de conexión⁵.

La matriz de la mayor parte de los materiales compuestos está constituida por un monómero de dimetacrilato aromático o alifático, también denominado BisGMA⁶. Éste es sintetizado por la reacción entre un bisfenol A y un metacrilato glicídico. En la actualidad puede ser reemplazado por el dimetacrilato de uretano (UDMA), el cual posee un índice de refracción de la luz más parecido al diente que el BisGMA⁷.

La fase inorgánica o partículas de relleno puede estar constituida principalmente por: cuarzo, sílice, bario, hidroxiapatita, circonio, etc. El objetivo de la incorporación de este relleno inorgánico es lograr disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen y así disminuir la contracción de polimerización⁸. A su vez, el relleno inorgánico aumenta la resistencia mecánica del material, siempre que las partículas estén bien adheridas a la matriz, si esto no ocurre, estas partículas no actúan como refuerzo, sino como debilitadores del material. Debido a

la importancia de una buena adhesión de las partículas de relleno, el uso de un agente de unión eficaz es muy importante para el éxito de la resina compuesta⁵.

El agente de unión o de acoplamiento es un agente de enlace con grupos bifuncionales que reacciona con la fase inorgánica y la matriz, originando una unión química entre ellas. Esta adhesión entre ambas fases es esencial para que el material tenga resistencia y durabilidad. Estos agentes también pueden actuar como disipadores de tensión en la interfase relleno-resina. Los agentes de vinil silano fueron los primeros en ser utilizados como agentes de unión entre la matriz orgánica y la fase inorgánica. Posteriormente se comenzaron a usar otros como el gamma metacriloxipropilvinilsilano, que permitía una unión más estable y resistente. La conexión adecuada mediante el silano es vital para las propiedades clínicas de los materiales de restauración a base de resinas compuestas^{4,5}.

Además de la matriz, del relleno y del agente de unión, también forman parte de la resina compuesta otros agentes tales como:

- Monómeros que disminuyen la viscosidad por ejemplo, el Trietilglicoldimetacrilato (TEGDMA)⁵,
- Inhibidores de la polimerización para prolongar la vida útil, previniendo la polimerización espontánea del material durante el periodo de almacenamiento,

ANTECEDENTES

- Iniciadores y aceleradores que se combinan para producir radicales libres que inician la reacción de polimerización,
- Pigmentos para dar las distintas tonalidades al material restaurador.
- Modificadores y opacadores para controlar el color y la translucidez⁷.

PROPIEDADES

Los factores que afectan las propiedades de las resinas compuestas resultan de:

1. La geometría del material de relleno
2. El estado de la fase inorgánica
3. La composición de las fases orgánica e inorgánica⁹.

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Actualmente las resinas compuestas cumplen con casi todos los requerimientos necesarios para ser considerados materiales ideales de restauración, excepto por el problema inherente de la contracción de polimerización, que determina en gran parte la longevidad de una restauración.

La contracción se produce durante el endurecimiento, cuando los monómeros que se encuentran en forma de un agregado de moléculas libres, se juntan para formar cadenas poliméricas que se entrecruzan y ensamblan de

ANTECEDENTES

forma rígida. Antes de la polimerización, los monómeros se mantienen apenas juntos por fuerzas de Van der Waals, con una mínima energía potencial de separación. Como polímero, las unidades elementales se han conectado mediante uniones covalentes con una energía potencial de separación mínima, aproximadamente un 20% más baja que las que existen en los monómeros que no han reaccionado. Esto hace que durante el endurecimiento se produzca una gran contracción volumétrica. Asimismo, esta contracción de polimerización produce unas tensiones inevitables en la resina cuando se alcanza un punto tras el que la resina pasa de estado de “gel” y comienza a endurecer. Estas fuerzas tienden a desarrollarse en la interfase del tejido/material compuesto, por ello se debilita la adhesión e incluso se pueden producir grietas en los márgenes de la restauración⁵.

El hecho del encogimiento durante la polimerización crea un estrés a la interfase diente-composite que puede exceder la fuerza de cualquier adhesivo entre composite y esmalte o dentina. Las fallas en adhesión presentes en la interfase permiten la afluencia de fluidos orales y contribuyen en gran parte a la posibilidad de microfiltración marginal, caries secundaria e hipersensibilidad postoperatoria. En adición el estrés en la interfase puede exceder la fuerza de tensión entre el esmalte resultando en fracturas a través del esmalte y a lo largo de la interfase.

ANTECEDENTES

La contracción es una función directa de la fracción volumétrica de la matriz del polímero en el composite, y esto ocurre en mayor grado en composites de microrrelleno que en composites híbridos. Los composites de microrrelleno típicamente muestran rangos de contracción de 2% a 4% comparadas con 1% a 1.7% para los composites de partícula fina¹⁰.

Debido a que la contracción de polimerización es altamente influenciada por el monómero o fase orgánica, se han realizado esfuerzos alrededor del mundo para reducir o eliminar esta indeseable propiedad, por lo que se han propuesto diferentes moléculas orgánicas que puedan mejorar las características desfavorables del BisGMA¹¹. Ejemplos de estas moléculas son las siguientes:

- **MONÓMEROS EUTÉCTICOS:** Tres ésteres aromáticos: metacrilil oxietil ftálico (MEP), metacrilil oxietil isoftálico (MEI) y metacrilil oxietil tereftálicos (MET). Se encontró que presentan una viscosidad adecuada para su uso en composites, que sus propiedades mecánicas son comparables con las de BisGMA, pero que su contracción de polimerización es elevada.
- **MONÓMEROS HIDROFÓBICOS:** Tales como el polimetacrilato de flúor (PFMA), que es un poliacrilato polifluorado, que tiene viscosidad comparable con la del Bis-GMA y que mejora sus propiedades físicas y estéticas.

ANTECEDENTES

- **RESINAS DE DIMETACRILATO DE URETANO:** El dimetacrilato de uretano, (UDMA) que es una molécula derivada del BisGMA. Sus ventajas son la reducción de la viscosidad y la gran flexibilidad que mejora la resistencia.
- **MONÓMEROS DE NO-CONTRACCIÓN:** Ejemplos de éstos son los monómeros espiro-ortocarbonatos, y los oxibismetacrilatos. Ambos tipos de materiales disminuyen la contracción de polimerización, pero no la eliminan.
- **OTROS:** Moléculas siloxánicas, 2,2-bis[4-(2-metacrilato)fenil]propano, (Poli Bis-EMA), 3,3',4,4'-benzofenona dianhídrido tetracarboxílico (BTDMA)¹² y recientemente en el Instituto de Materiales de la UNAM, se desarrolló un BisGMA Sillado (Si-BisGMA). El Si-BisGMA es un monómero flexible y de baja viscosidad, que aumenta el volumen de entrecruzamiento y disminuye la contracción de polimerización¹³.

Encontrar nuevos monómeros como alternativas para BisGMA ha sido un reto en el campo de los materiales dentales y cualquier investigación dentro de las propiedades de los nuevos composites será de gran beneficio en el desarrollo de resinas¹² que contribuyan a conseguir las características ideales como materiales restauradores y que finalmente con el uso de estos, se logren restauraciones de larga duración.

ANTECEDENTES

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Resistencia es la tensión necesaria para causar fractura o una cantidad específica de deformación plástica.

La resistencia a la flexión, resistencia transversa o módulo de ruptura, como también se le denomina a esta propiedad es una prueba de resistencia de una barra apoyada en cada extremo, o de un disco delgado apoyado en un círculo inferior de sostén bajo carga estática. En cierta forma, esta prueba es una medida colectiva de elasticidad, compresión y tensiones tangenciales⁶.

PROFUNDIDAD DE CURADO

La profundidad de curado es muy importante ya que dicta muchas de las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones de resinas compuestas. Este grado de curado es influenciado por muchos factores incluyendo la adición de promotores e inhibidores de la polimerización, la estructura química de los monómeros, la energía impartida por los medios químicos o la luz para activar la reacción, la composición del material de relleno, etc⁷.

La polimerización químicamente activada y activada por medio de luz es incompleta en ambos casos. Los grados de conversión son reportados dentro de los rangos de 60% a 75%. El número de uniones dobles no reactivas a las 24 horas es mayor en los sistemas activados por luz que en los de autocurado y resultan de un número de factores que afectan la profundidad de curado.

ANTECEDENTES

La intensidad de la luz en la superficie y el tiempo de exposición son críticos. La profundidad de curado es también influida por la longitud de onda de la luz y la concentración de activador-iniciador del sistema. Los índices refractarios de la resina y del relleno, así como el tamaño, cuerpo y número de las partículas de relleno son importantes para la dispersión de la luz¹⁰.

FUERZAS DE ADHESIÓN

Una variedad de pruebas han sido desarrolladas para medir las fuerzas de adhesión entre dos materiales como entre resinas y adhesivos al esmalte y dentina humanos. La mayoría de las pruebas están designadas para colocar la adhesión en tensión. Para simular las condiciones orales, muchas de las muestras para las pruebas son sometidas a termociclado, con temperaturas de 5° a 50°C, previamente a la medición de la adhesión.

Estos valores de fuerza de adhesión podrían no simular la situación clínica debido a las diferencias de las muestras y la aplicación clínica, por lo que se podrían sobreestimar los valores de fuerzas de adhesión obtenidos en la aplicación clínica⁹.

Las normas de control de calidad existentes para los materiales dentales marcan los valores físicos y la metodología que se debe de seguir para comprobar que éstos tengan las características físicas y biológicas para usarse en la clínica sin menoscabo de los alcances para los que el material fue

ANTECEDENTES

desarrollado. La Asociación Dental Americana (ADA) y la Organización Internacional de Estándares (ISO) en sus normas 27 y 4049 respectivamente marcan estos requisitos para las resinas compuestas y el Laboratorio de Investigación de la Facultad de Odontología (LIFO) al cual pertenece el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales que es el órgano institucional encargado a realizar dichas valoraciones en México.

4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El uso de resinas compuestas como materiales de restauración directa, es en la actualidad muy frecuente, principalmente por la ventaja de lograr restauraciones estéticas. Estos materiales están compuestos de una fase orgánica (BisGMA, UDMA o TEGDMA como monómeros diluyentes), una fase inorgánica (sílice coloidal) y un agente de unión (vinil silano). Sin embargo, una de sus principales desventajas es aún la contracción de polimerización, en gran parte influenciada por la parte orgánica.

5. JUSTIFICACIÓN

Es necesario el desarrollo de materiales que reduzcan la contracción de polimerización, y que consecuentemente produzcan restauraciones más longevas. De tal forma, se hace necesaria la obtención de una resina compuesta con propiedades superiores a las presentadas por las ya existentes en el mercado. Investigadores del Instituto de Materiales de la UNAM, han sintetizado la molécula del Si-(BisGMA) y han reportado que obtiene valores de contracción de polimerización menores que el BisGMA convencional, asimismo se sintetizó una molécula BisGMA (experimental) en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales (F.O., UNAM) con la que se formuló una resina compuesta.

HIPÓTESIS

Para determinar si cumplen o no los requisitos de la Norma ISO 4049 a tres resinas experimentales se les realizaron pruebas mecánicas para verificar si la línea de investigación es la correcta y posteriormente transferir la tecnología a fabricantes nacionales, con lo que se verá disminuido el costo de este material, y a su vez se permite dejar abierta la posibilidad de realizar adecuaciones necesarias para mejorar la calidad del producto.

6. HIPÓTESIS

La resina compuesta experimental que contiene Si-(BisGMA) presentará un menor porcentaje de encogimiento de polimerización y, por lo tanto, su resistencia al desalajo y su resistencia a flexión serán mayores que la de las resinas compuestas que contienen BisGMA comercial y BisGMA experimental.

HIPÓTESIS ALTERNA

La resina compuesta experimental que contiene Si-(BisGMA) presentará un mayor porcentaje de encogimiento de polimerización y, por lo tanto, su resistencia al desalajo y su resistencia a la flexión serán menores que la de las resinas compuestas que contienen BisGMA comercial y BisGMA experimental.

OBJETIVOS

7. OBJETIVOS

7.1 GENERAL

Comparar las propiedades mecánicas y determinar si existen diferencias significativas en cuanto a la profundidad de curado, porcentaje de encogimiento de polimerización, resistencia al desalajo, y resistencia a flexión entre una resina compuesta experimental que contiene Si-(BisGMA), otra con BisGMA comercial y una con BisGMA experimental.

7.2 ESPECÍFICOS

- Medir la profundidad de curado de la resina compuesta elaborada con BisGMA comercial.
- Valorar la profundidad de curado de la resina compuesta elaborada con Si-(BisGMA).
- Obtener los valores de profundidad de curado de la resina compuesta elaborada con BisGMA experimental (L.I.M.D)
- Evaluar el encogimiento por polimerización lineal de la resina compuesta elaborada con BisGMA comercial.
- Determinar el encogimiento por polimerización lineal de la resina compuesta elaborada con Si-(BisGMA).

OBJETIVOS

- Cuantificar el encogimiento por polimerización lineal de la resina compuesta elaborada con BisGMA experimental (L.I.M.D.).
- Valorar la resistencia al desalojo de la resina compuesta que contiene como monómero BisGMA comercial, utilizando sistemas de adhesión.
- Valorar la resistencia al desalojo de la resina compuesta que contiene como monómero BisGMA experimental (L.I.M.D.), empleando sistemas de adhesión.
- Medir la resistencia al desalojo de la resina compuesta que contiene como monómero Si-(BisGMA), usando sistemas de adhesión.
- Evaluar la resistencia al desalojo de la resina compuesta que contiene como monómero BisGMA comercial sin el empleo de sistemas adhesivos.
- Cuantificar la resistencia al desalojo de la resina compuesta que contiene como monómero Si (BisGMA) sin el empleo de sistemas adhesivos.
- Medir la resistencia al desalojo de la resina compuesta que contiene como monómero BisGMA experimental (L.I.M.D.) sin el empleo de sistemas adhesivos.
- Evaluar la resistencia a la flexión de la resina compuesta elaborada con BisGMA comercial.
- Evaluar la resistencia a la flexión de la resina compuesta elaborada con Si-(BisGMA).

OBJETIVOS

- Obtener los valores de resistencia a la flexión de la resina compuesta elaborada con BisGMA experimental.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

8. METODOLOGÍA

8.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental transversal.

8.2 DEFINICIÓN DE VARIABLES

VARIABLES DEPENDIENTES	VARIABLES INDEPENDIENTES
Profundidad de curado	Presencia de opacadores e impurezas
Encogimiento por polimerización	Tipo de molécula empleada
Resistencia a la flexión	Porcentaje de partículas de relleno
Resistencia al desalojo	Tipo de iniciadores

Tabla I. Definición de variables

8.3 MUESTRA

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Resinas compuestas experimentales que contengan Si-(BisGMA), BisGMA comercial y BisGMA experimental (L.I.M.D.) como fase orgánica y sílice como fase inorgánica o de relleno con silano.

METODOLOGÍA

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Resinas compuestas experimentales que no contengan Si-(BisGMA), BisGMA comercial y BisGMA experimental (L.I.M.D.) como fase orgánica y sílice como fase inorgánica o de relleno con silano.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Todas aquellas muestras que presenten burbujas o defectos en su fabricación
- Todas aquellas muestras que no pesen entre 0.12 y 0.14 g y que no tengan un espesor de 1.24mm, en la prueba de porcentaje de encogimiento de polimerización.
- Todas las muestras que no cumplan los requisitos establecidos en la Norma ISO 4049 para la prueba de resistencia a la flexión.
- Todas aquellas muestras que no tengan como mínimo una altura de 2mm, o que presenten burbujas para la prueba de resistencia al desalojo.

8.4 MATERIALES Y MÉTODO

Se elaboraron tres resinas compuestas en el L.I.M.D utilizando tres moléculas diferentes:

- a) Si-(BisGMA), que fue sintetizado en el Instituto de Materiales de la UNAM
- b) BisGMA comercial (*Polysciences, Inc.*)
- c) BisGMA sintetizado en el L.I.M.D de la F.O. de la UNAM

A las tres fases orgánicas se les agregó sílice silanizado de tamaño de partícula de $5\mu\text{m}$ como fase inorgánica hasta obtener mezclas homogéneas con porcentajes de 27% de matriz orgánica y 73% de partículas de relleno.

Cada resina fue distinguida con un color. En la siguiente tabla se identifica cada una de las formulaciones con sus respectivos colores:

COLOR	MATRIZ ORGÁNICA	COMPONENTE INORGÁNICO
AZUL*	Bis-GMA Sililado <i>(Instituto de Materiales, UNAM)</i> /TEGDMA <i>(Polysciences, Inc)</i>	Sílice Silanizado 68% Aerosol 5%
BLANCO*	Bis-GMA <i>(Polysciences, Inc.)</i> /TEGDMA <i>(Polysciences, Inc.)</i>	Sílice Silanizado 68% Aerosol 5%
ORO*	Bis-GMA <i>(Lab. Mat. Dent., UNAM)</i> /TEGDMA <i>(Polysciences, Inc.)</i>	Sílice Silanizado 68% Aerosol 5%

* A los tres grupos se les agregó HIDROQUINONA como conservador y CANFOROQUINONA y DIMETIL PARATOLUIDINA como activadores.

Tabla II. Composición de las resinas experimentales

Basándose en la Norma ISO 4049 se realizaron las pruebas físicas de profundidad de curado y resistencia a la flexión a tres resinas experimentales que fueron elaboradas.

PROFUNDIDAD DE CURADO

MATERIAL

- Infraestructura del L.I.M.D. del Posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM.
- Molde de acero, para la preparación de especímenes cilíndricos de 6mm de altura por 4mm de diámetro.
- Aceite de silicón
- Dos portaobjetos
- Cinta Mylar
- Radiómetro Demetron (Demetron Corp. USA)
- Lámpara de fotocurado (ELIPAR 2500, Dental Products 3M, St Paul, MN 55744 USA)
- Resina compuesta experimental con BisGMA comercial (*Polysciences, Inc.*)
- Resina compuesta experimental con Si-(BisGMA)
- Resina compuesta experimental con BisGMA (L.I.M.D.)
- Micrómetro de precisión de 0.01mm (Mitutoyo, Japón)
- Espátula plástica

METODOLOGÍA



Figura 1. Material empleado en la prueba de profundidad de curado

MÉTODO

Se colocó el molde sobre la cinta Mylar y sobre un portaobjetos.

Se llenó el molde con cada una de las resinas experimentales, teniendo cuidado de excluir las burbujas de aire.

Se sobreobturó el molde y se colocó una segunda porción de cinta Mylar en la parte superior del molde y sobre ésta se colocó el segundo portaobjetos.

Se presionó el molde entre los dos portaobjetos.

Se retiró el portaobjetos de la parte superior para irradiar durante 40 segundos el material.

Inmediatamente después de completar los 40 segundos de irradiación, se retiró cada espécimen del molde y se removió el material no polimerizado con la espátula plástica.

Se midió la altura de la muestra del material polimerizado con el micrómetro de precisión.



Figura 2. Medición de las muestras de profundidad de curado

CÁLCULO DE LA PROFUNDIDAD DE CURADO

Para obtener la profundidad de curado de las resinas sometidas a esta prueba, se midió la altura del material polimerizado con el micrómetro a una precisión de $\pm 0.1\text{mm}$ y el valor resultante se dividió entre dos.

El valor obtenido fue reportado como la profundidad de curado.

ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN

MATERIAL

- Infraestructura del L.I.M.D. del Posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM.
- Balanza analítica (Adventurer, OHAUS)
- Transductor de desplazamiento LVDT y un armazón de un micrómetro digital con una sensibilidad de $0.1\mu\text{m}$ (Mitutoyo, Tokio, Japón)
- Software de adquisición de datos (PICO ADC-16, Pico Technology Ltd., Hardwick, Cambridge, UK)
- Lámpara de fotocurado (ELIPAR 2500, Dental Products 3M, St Paul, MN 55744 USA)
- Radiómetro Demetron (Demetron Corp. USA)
- Resina compuesta experimental con Bis-GMA comercial (*Polysciences, Inc.*)
- Resina compuesta experimental con Si-(Bis-GMA)
- Resina compuesta experimental con Bis-GMA (L.I.M.D.)
- Portaobjetos para microscopio (de 75mm x 2.5mm x 1mm)
- Cubreobjetos
- Caja para evitar la polimerización
- Anillo de latón con diámetro interno de 16mm y altura de 1.24mm
- Espátula

METODOLOGÍA

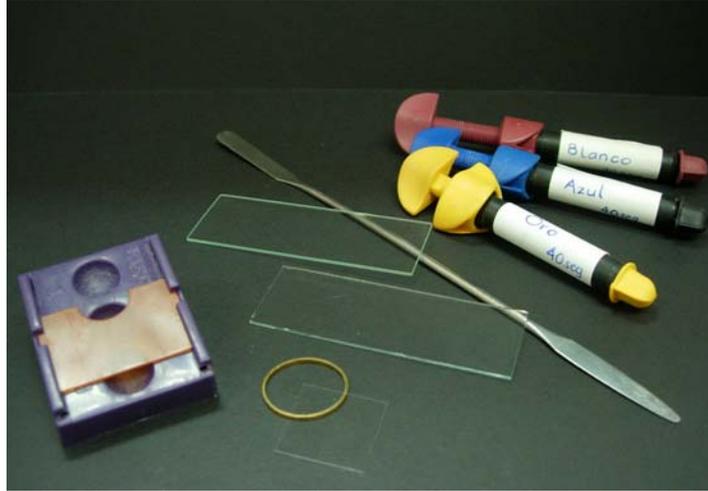


Figura 3. Material utilizado en la prueba de encogimiento por polimerización

MÉTODO

Se pesaron en una balanza analítica 0.13 ± 0.01 g de cada resina y se colocaron en una caja oscura para evitar la polimerización de los materiales al ser pesados.

La resina no polimerizada se vació dentro de un anillo de latón (con diámetro interno de 16mm y altura de 1.24mm) que se colocó sobre un portaobjetos (de 75mm x 2.5mm x 1mm); las dimensiones del anillo aseguraron que la luz de polimerización cubriera completamente la muestra.

Un cubreobjetos fue colocado sobre la muestra y se presionó ligeramente con la ayuda de otro portaobjetos.

El espesor de la muestra igualó la altura del anillo de latón. En este caso, 1.24mm.

La muestra se colocó sobre una base ubicada entre el transductor y la punta de la lámpara.

Se bajó cuidadosamente la punta del transductor hasta que ésta estuvo en contacto la superficie del portaobjetos.

La muestra se irradió entonces desde debajo de la superficie del portaobjetos por 60seg utilizando una lámpara de polimerización.

La contracción fue monitoreada durante 600seg (tiempo de prueba) mediante el transductor LVDT.

Después de cada prueba la lámpara se monitoreó utilizando un radiómetro térmico y otro de curado, para asegurar que la temperatura de la lámpara no se había elevado y verificar la intensidad de la luz para una óptima efectividad de la lámpara.

La prueba se repitió con 15 muestras por cada grupo.

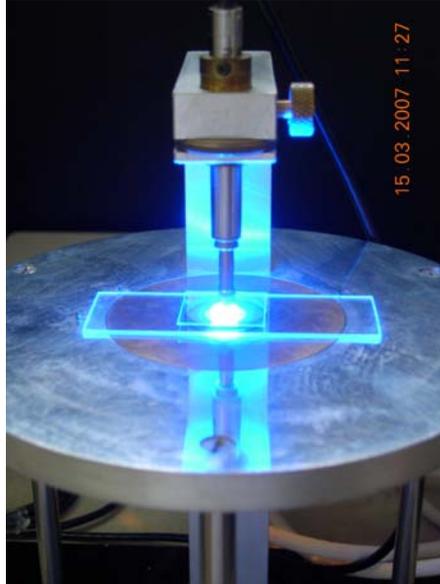


Figura 4. Equipo para contracción de polimerización

CÁLCULO DE LA CONTRACCIÓN

El cálculo de la contracción se definió como:

$$\Delta L = L_0 - L_t$$

Donde L_0 fue el grosor inicial (1.24 mm) y L_t fue el grosor detectado en el tiempo t .

L_t estuvo relacionado con la medición de voltaje de salida y el factor de calibración voltaje-desplazamiento por:

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

Donde V_t fue el voltaje de salida en el tiempo t y $V_{t=0}$ fue el voltaje de salida en el tiempo cero. El porcentaje de encogimiento (**S**) está calculado en función del tiempo como:

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

La rapidez de contracción fue observada inmediatamente después de la activación de la luz. La pendiente después del periodo de activación representa la rapidez de contracción, V_p . Este parámetro fue obtenido de la gráfica ΔL contra tiempo como:

$$V_p=\Delta L/\Delta t$$

PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESALOJO

MATERIALES

- Infraestructura del L.I.M.D. del Posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM.
- Máquina de corte (Gillis-Hamco. Thin Sectioning Machine, Rochester NY. USA)
- Hacedores de muestras de forma cilíndrica con diámetro de 15mm y profundidad variable.
- Pieza de alta velocidad (Midwest Quieta ir Standard, Midwest Dental Product Corp. IL. USA)
- Lámpara de fotocurado (ELIPAR 2500, Dental Products 3M, St Paul, MN 55744 USA)
- Radiómetro Demetron (Demetron Corp. USA)
- Máquina Instron (Modelo 1137 Amco Engineering Canton Mass. USA)
- Vernier digital
- Microscopio óptico digital (LOG MGC-10 USA)
- Acrílico autopolimerizable (Nic Tone, Manufacturera Dental Continental, Zapopan Jalisco, México)
- Fresas de carburo de 2.20mm de diámetro (SSW Inc. NJ USA)

METODOLOGÍA

- Fresas de diamante de grano medio con diámetro de 3.45mm (Dia_Burs-EX 12 Mani Inc. Takaezahua Japón)
- Loseta de vidrio
- Aplicadores de adhesivo (Microbrush)
- Espátula de resina
- Resina compuesta experimental con BisGMA comercial (*Polysciences, Inc.*)
- Resina compuesta experimental con Si-(BisGMA)
- Resina compuesta experimental con BisGMA (L.I.M.D.)
- Adhesivo dentinario Single Bond 2 (3M ESPE Adhesive 51202 Lot 4BF, Dental Products 3M, St Paul, MN 55144 USA)
- Papel abrasivo grano 600 (Fandeli, Mex.)



Figura 5. Material empleado en la fabricación de muestras para resistencia al desalajo

METODOLOGÍA



Figura 6. Equipo empleado para polimerización de muestras

MÉTODO

Se utilizaron 90 terceros molares extraídos libres de caries, que fueron cuidadosamente limpiados de material orgánico y cálculo y mantenidos en agua destilada hasta 24 horas antes de su utilización.

Se prepararon 90 muestras divididas en 3 grupos de 30 muestras cada grupo. De cada grupo 15 con uso de adhesivo y 15 sin uso de adhesivo.

La fabricación de las muestras consistió en realizar dos cortes paralelos en la porción coronal de los dientes, perpendicularmente a su eje longitudinal, uno liberando esmalte y otro hacia el piso pulpar, con una máquina de corte para obtener espesores de tejido dentario de 2.5mm (ver Fig. 7).

Una vez obtenidos los cortes, se colocaron centrados dentro de un hacedor de muestras de forma cilíndrica con un diámetro de 15mm y de profundidad variable y se montaron con acrílico autopolimerizable.

METODOLOGÍA

Todas las muestras se pulieron con papel abrasivo grano 600 para eliminar los excedentes de acrílico y dejar expuesto el tejido dentario.

Se fijó cada muestra en una base metálica y se perforó sobre dentina, perpendicular al plano horizontal, exactamente en el centro de la muestra. Para dejar paralelas las paredes de la cavidad se utilizó una fresa de carburo de 2.20mm de diámetro como guía, seguida de una fresa de diamante de grano medio con diámetro de 3.45mm con una pieza de mano de alta velocidad con abundante irrigación. Se utilizó una fresa por cada 5 perforaciones.

Las muestras se colocaron sobre una plancha de vidrio con la parte correspondiente a oclusal hacia arriba para realizar las obturaciones, siguiendo las instrucciones del fabricante para el sistema de adhesión (en el grupo con adhesivo).

Después de 72 horas en agua a 37°C, las muestras fueron alisadas con papel abrasivo de grano 600, por sus dos caras para dejar expuesto solamente tejido dentario y material de obturación.

Posteriormente se aplicó una carga de empuje a las muestras para desalojarlas con una máquina Instron, con una velocidad de carga de 1mm/min en dirección de la parte pulpar hacia oclusal. La carga fue aplicada empleando un pistón metálico de 3.18mm de diámetro en contacto céntricamente con la obturación.

Las muestras recuperadas después de su desalojo se observaron con un microscopio óptico digital.



Figura 7. Corte de muestras para la prueba de resistencia al desalajo



Figura 8. Almacenamiento de los cortes



Figura 9. Montaje de muestras en hacedores cilíndricos



Figura 10. Fresas utilizadas en la preparación de cavidades



Figura 11. Realización de cavidades sobre dentina

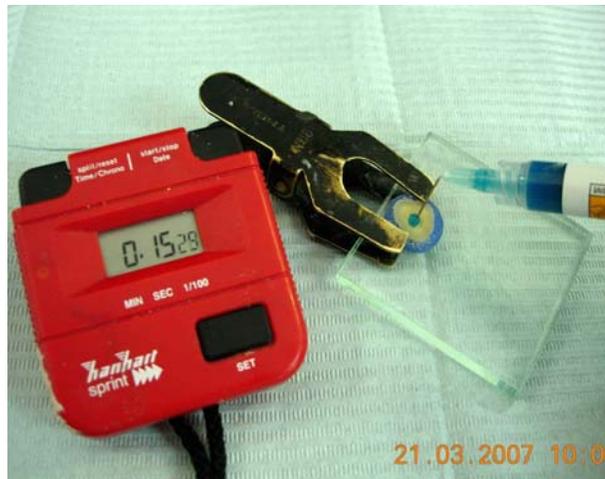


Figura 12. Grabado ácido con ácido fosfórico al 20%

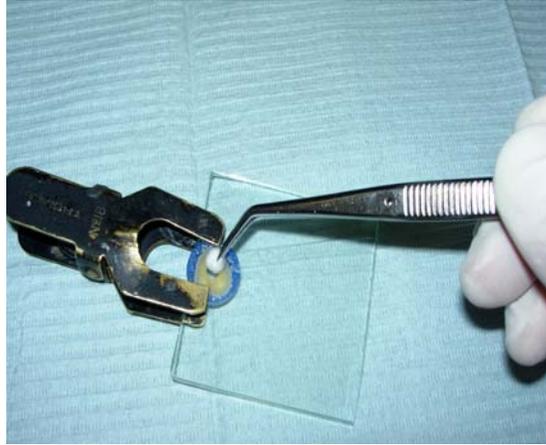


Figura 13. Secado de la cavidad

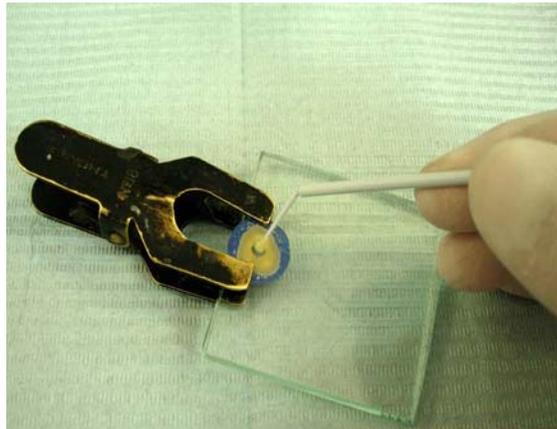


Figura 14. Aplicación de adhesivo Single Bond 2



Figura 15. Fotopolimerización del adhesivo



Figura 16. Colocación de la resina por bloque

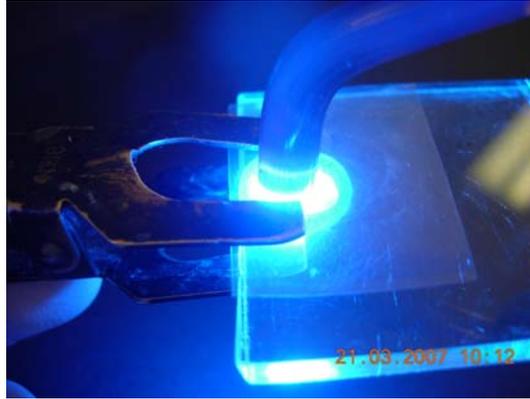


Figura 17. Fotopolimerización de la resina

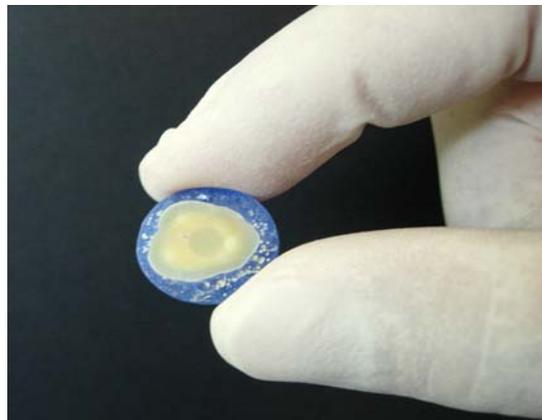


Figura 18. Muestra para la prueba de resistencia al desalajo

CÁLCULO DE LA RESISTENCIA AL DESALOJO

Se obtuvo el área interna de las cavidades ($P \times D \times \text{altura}$).

Los datos obtenidos se introdujeron a la máquina INSTRON, donde se realizaron los cálculos para poder reportar los resultados en MPa.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

MATERIAL

- Infraestructura del L.I.M.D. del Posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM.
- Molde ligeramente cubierto con un medio separador, para la preparación de un espécimen de (25 ± 2) mm x (2 ± 0.1) mm x (2 ± 0.1) mm.
- Dos placas de vidrio, cada una de área suficiente para cubrir el molde.
- Una tina para agua, capaz de mantenerse a temperatura de $37\pm 1^{\circ}\text{C}$
- Lámpara de fotocurado (ELIPAR 2500, Dental Products 3M, St Paul, MN 55744 USA)
- Micrómetro de precisión de 0.01mm (Mitutoyo, Japan)
- Máquina Instron (Modelo 1137 Amco Engineering Canton Mass. USA). El aparato consiste esencialmente en dos barras de 2mm de diámetro, montadas paralelamente con 20mm de distancia entre los centros, y una tercera barra de 2mm de diámetro centrada y paralela entre las otra dos, para que estas tres barras puedan ser utilizadas en combinación para dar un tercer punto de carga al espécimen.
- Resina compuesta experimental con BisGMA comercial (*Polysciences, Inc.*)
- Resina compuesta experimental con Si-(BisGMA)
- Resina compuesta experimental con BisGMA (L.I.M.D.)

METODOLOGÍA

- Aceite de silicón, como medio separador



Figura. 19 Material y equipo empleado para pruebas de resistencia a la flexión

MÉTODO

Se realizaron 30 muestras divididas en tres grupos de 10 especímenes cada uno.

Se llenó el molde con el material colocándolo en una de las laminillas y se colocó una cinta Mylar y se sujetó con las grapas aplicando una ligera presión con un portaobjetos para remover los excedentes de material.

Se colocó la punta de la lámpara de polimerizar en el centro del espécimen y contra el portaobjetos. Se irradió esa sección del espécimen por 60 seg. Se movió la punta de la lámpara a la siguiente sección al lado de la sección previa y se irradió 60 seg. Se irradió la sección del otro lado del centro de la misma forma. Se

METODOLOGÍA

continuó este procedimiento hasta que todo el espécimen fue irradiado. Se repitió el procedimiento de irradiación en el otro lado del espécimen.

El montaje se colocó en la tina de agua manteniéndola a $(37\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C})$, por 15 min. Una vez transcurrido este tiempo se removieron los especímenes del molde y se almacenarán en agua destilada a $(37\pm 1^{\circ}\text{C})$.

Se midieron las dimensiones de los especímenes con una precisión de $\pm 0.01\text{mm}$ 23h y 45min después de empezar el procedimiento de irradiación. Se transfirieron los especímenes al aparato para realizar las pruebas de resistencia a la flexión.

Veinticuatro horas después de iniciada la fotopolimerización se aplicó una carga transversal a cada espécimen a una velocidad de $0.75\pm 0.25\text{ mm/min}$ o a una velocidad de carga de $50\pm 16\text{ N/min}$ hasta la fractura del espécimen. Se registró la máxima carga ejercida hasta la fractura.

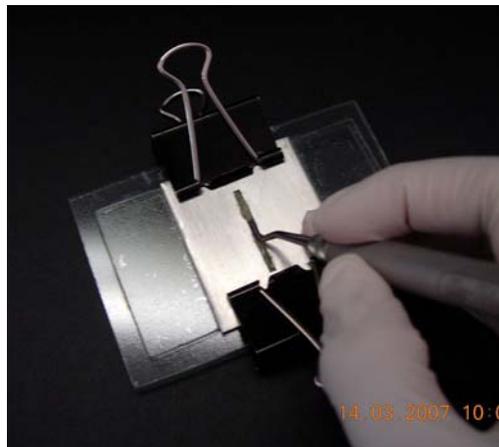


Figura 20. Preparación de las muestras para resistencia a la flexión



Figura 21. Fotopolimerización de las muestras para resistencia a la flexión



Figura 23. Medición de las muestras

CÁLCULO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN:

Se calculó la resistencia a la flexión en megapascales, con la siguiente ecuación:

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

Donde

F máxima carga, en Newtons, ejercida en la muestra;

l distancia, en milímetros, entre los soportes, con una precisión de $\pm 0,01$ mm;

b ancho, en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba;

h altura, en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.

Los valores de resistencia a la flexión de los materiales, no deberá ser menor del valor de:

$N = (\text{módulo de flexión} \times 0,0025) + 40$ MPa, y en cualquier circunstancia, no menor de 50 MPa

RESULTADOS

9. RESULTADOS

Los resultados obtenidos de cada prueba se capturaron en hojas de cálculo de Microsoft Excel y posteriormente fueron analizados estadísticamente con el análisis ANOVA de una vía, así como Prueba de Tukey, utilizando el Programa Sigma-Stat 2.03.

En las tablas III, IV y V y gráficas I, II y III se muestran los resultados de los valores de profundidad de curado de los grupos valorados y así en cada una de los resultados de la prueba.

PROFUNDIDAD DE CURADO GRUPO AZUL	
NÚMERO DE MUESTRA	VALOR OBTENIDO (en mm)
1	2.695
2	2.575
3	2.52
4	2.72
5	2.545
PROMEDIO	2.611

Tabla III. Resultados de profundidad de curado del Grupo Azul



Gráfica I. Profundidad de curado Grupo Azul

RESULTADOS

PROFUNDIDAD DE CURADO GRUPO ORO

NÚMERO DE MUESTRA

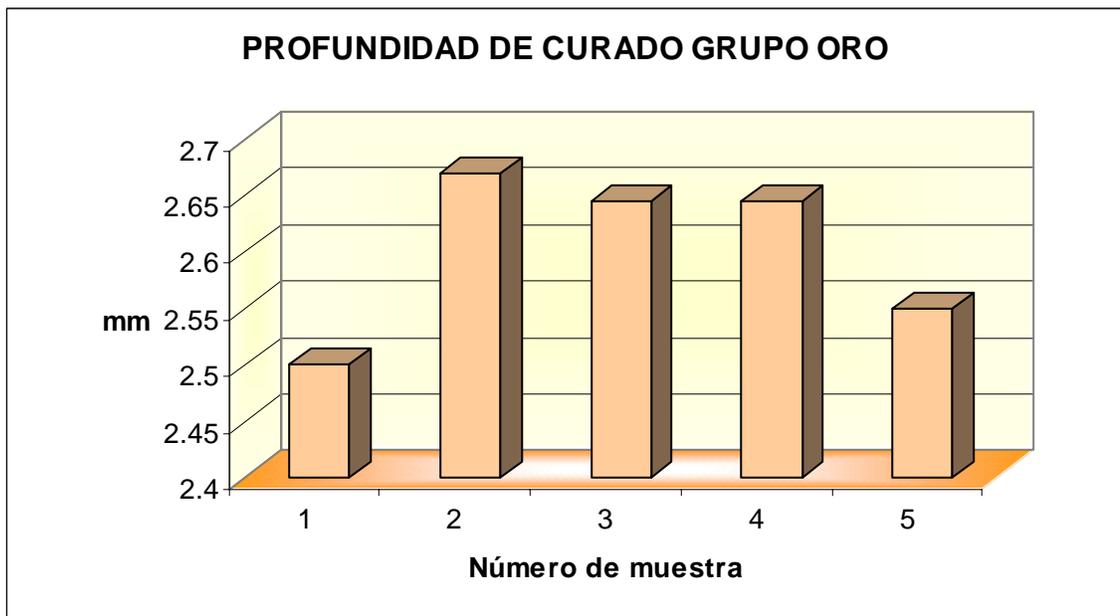
VALOR OBTENIDO (en mm)

1	2.5
2	2.67
3	2.645
4	2.645
5	2.55

PROMEDIO

2.602

Tabla V. Resultados de profundidad de curado Grupo Oro



Gráfica III. Profundidad de curado Grupo Oro

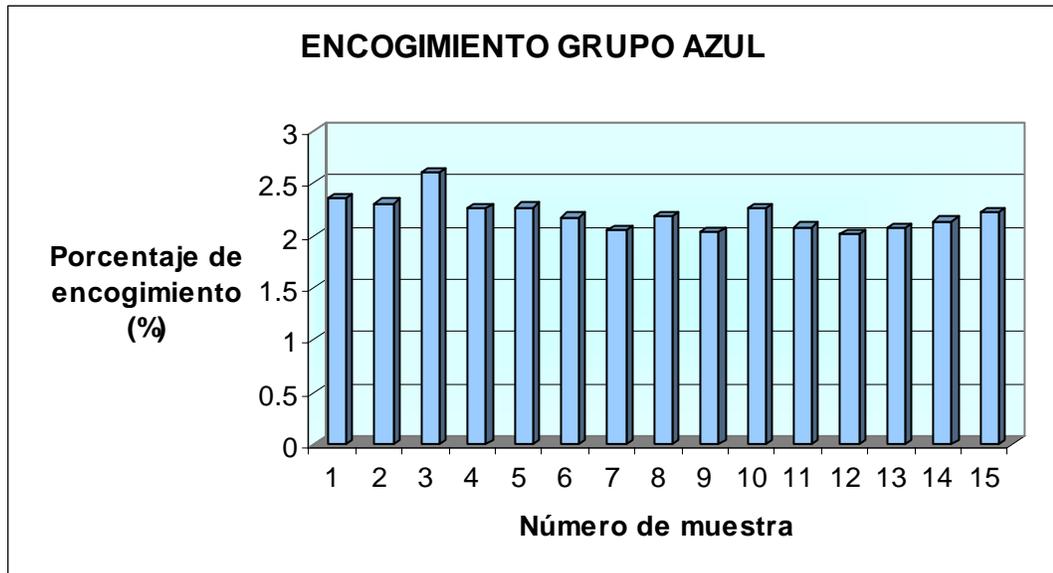
RESULTADOS

En las tablas VI, VII, y VIII y gráficas IV, V y VI se muestran los resultados de la prueba de encogimiento por polimerización de los grupos valorados.

ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN GRUPO AZUL

<i>Número de muestra</i>	<i>Porcentaje de encogimiento (%)</i>
1	2.351
2	2.309
3	2.6
4	2.259
5	2.268
6	2.171
7	2.051
8	2.189
9	2.032
10	2.259
11	2.078
12	2.014
13	2.065
14	2.134
15	2.226

Tabla VI. Resultados de encogimiento por polimerización Grupo Azul



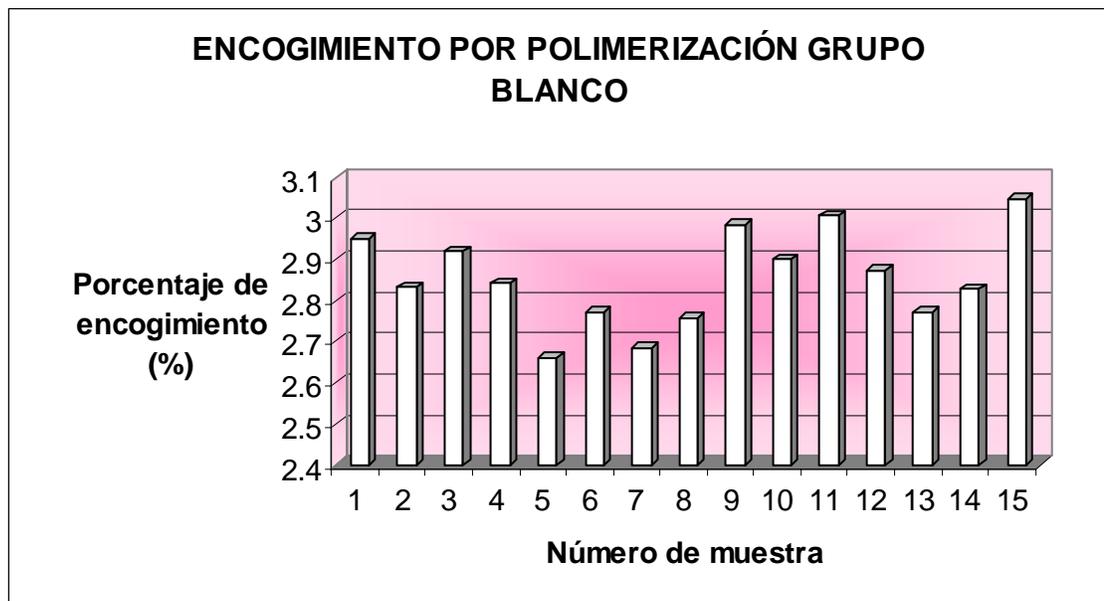
Gráfica IV. Encogimiento por polimerización Grupo Azul

RESULTADOS

ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN GRUPO BLANCO

<i>Número de muestra</i>	<i>Porcentaje de encogimiento (%)</i>
1	2.951
2	2.831
3	2.919
4	2.841
5	2.66
6	2.771
7	2.684
8	2.757
9	2.984
10	2.901
11	3.007
12	2.873
13	2.771
14	2.827
15	3.048

Tabla VII. Resultados de encogimiento por polimerización Grupo Blanco



Gráfica V. Encogimiento por polimerización Grupo Blanco

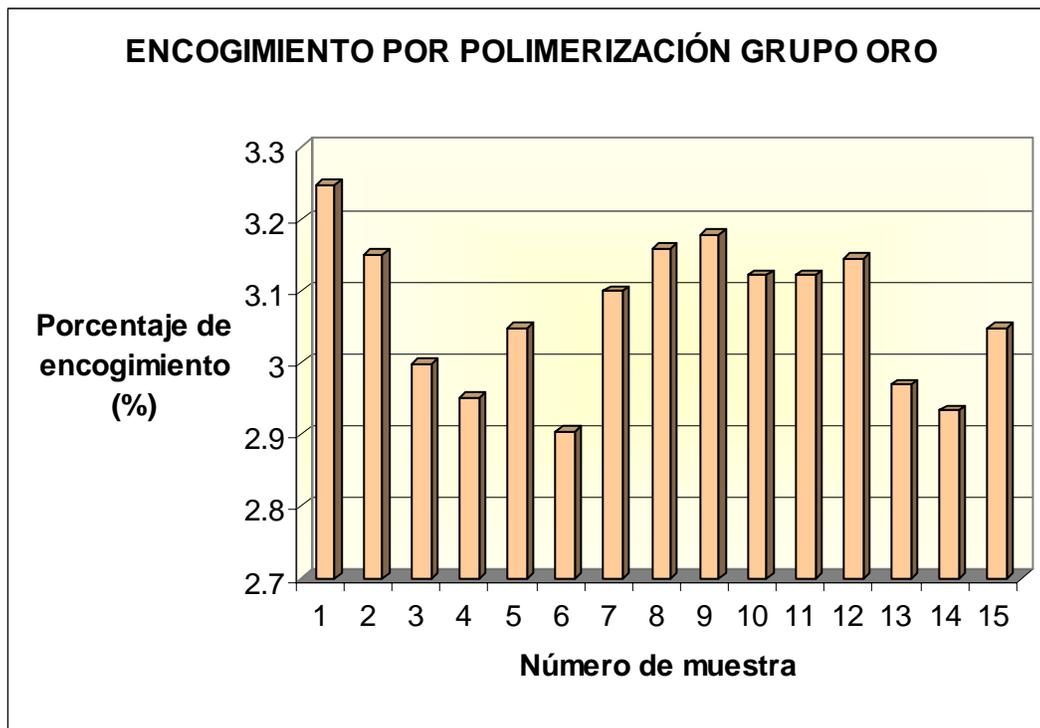
ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN GRUPO ORO

Número de muestra

Porcentaje de encogimiento (%)

1	3.247
2	3.15
3	2.998
4	2.951
5	3.048
6	2.905
7	3.099
8	3.159
9	3.178
10	3.122
11	3.122
12	3.145
13	2.97
14	2.933
15	3.048

Tabla VIII. Resultados de encogimiento por polimerización Grupo Oro



Gráfica VI. Encogimiento por polimerización Grupo Oro

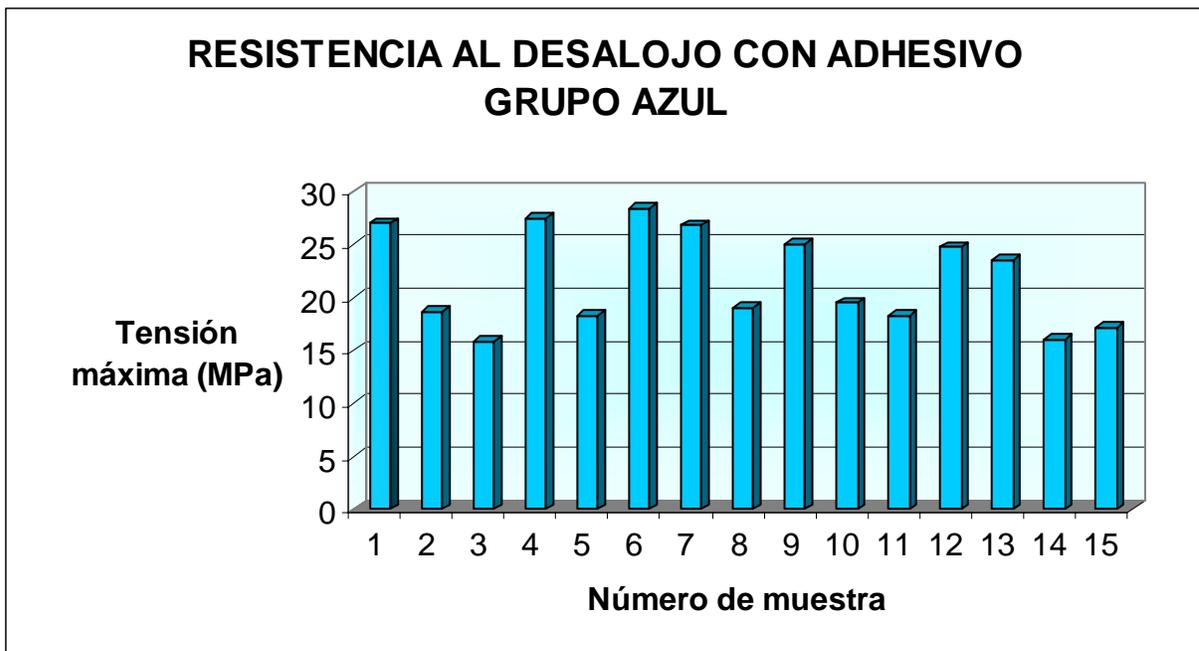
RESULTADOS

En las tablas IX, X y XI y gráficas VII, VIII y IX se muestran los valores obtenidos de la prueba de resistencia al desalojo con adhesivo de los tres grupos valorados

RESISTENCIA AL DESALOJO GRUPO AZUL CON ADHESIVO

Número de muestra	Tensión máxima MPa	Carga máxima MPa
1	26.99	0.6404
2	18.65	0.4709
3	15.85	0.3778
4	27.5	0.7389
5	18.33	0.451
6	28.44	0.6565
7	26.8	0.6186
8	19.09	0.5287
9	25.02	0.5558
10	19.49	0.5964
11	18.24	0.4467
12	24.74	0.5632
13	23.56	0.697
14	16.03	0.4255
15	17.15	0.4238

Tabla IX. Resultados de resistencia al desalojo con adhesivo Grupo Azul



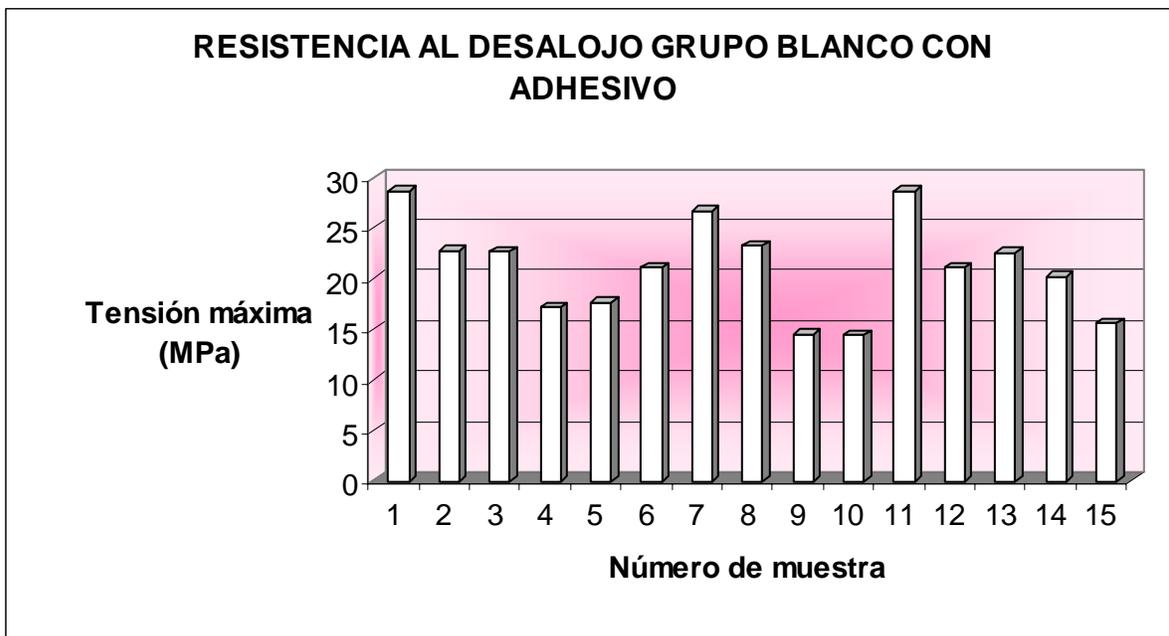
Gráfica VII. Resistencia al desalojo con adhesivo Grupo Azul

RESULTADOS

RESISTENCIA AL DESALOJO GRUPO BLANCO CON ADHESIVO

<i>Número de muestra</i>	<i>Tensión máxima MPa</i>	<i>Carga máxima MPa</i>
1	28.66	0.745
2	22.73	0.512
3	22.67	0.656
4	17.13	0.457
5	17.62	0.408
6	21.12	0.476
7	26.77	0.629
8	23.24	0.488
9	14.53	0.351
10	14.39	0.407
11	28.74	0.722
12	21.12	0.432
13	22.56	0.572
14	20.24	0.482
15	15.59	0.284

Tabla X. Resultados de resistencia al desalojo con adhesivo Grupo Blanco

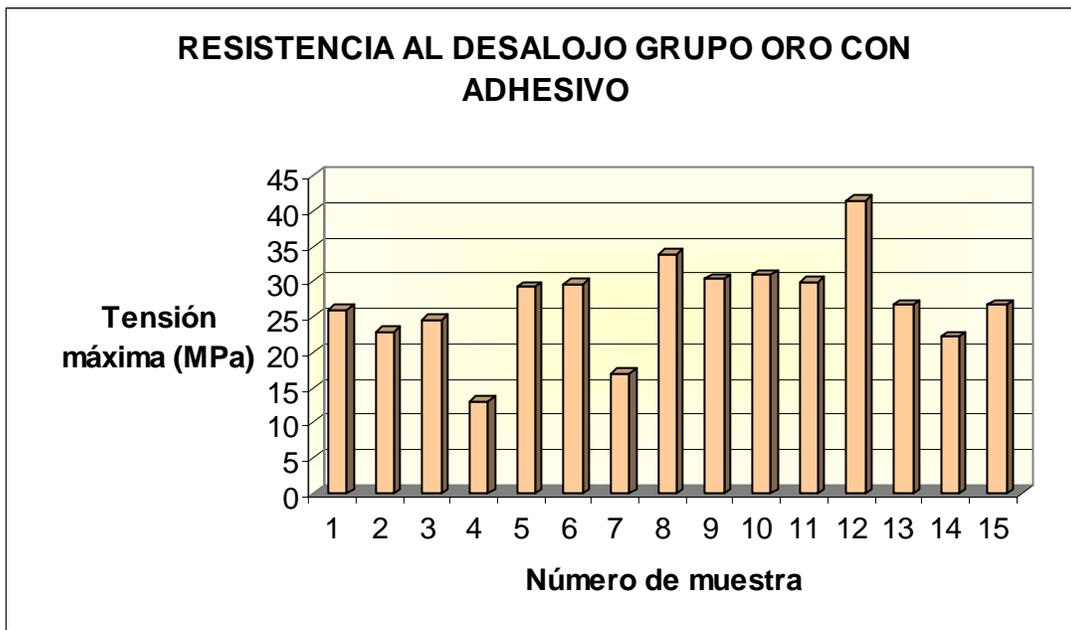


Gráfica VIII. Resistencia al desalojo con adhesivo Grupo Blanco

RESISTENCIA AL DESALOJO GRUPO ORO CON ADHESIVO

Número de muestra	Tensión máxima MPa	Carga máxima MPa
1	26.08	0.5597
2	22.88	0.5752
3	24.57	0.6204
4	13.13	0.2575
5	29.24	0.7606
6	29.68	0.7569
7	17.01	0.4296
8	33.87	0.7994
9	30.42	0.8091
10	31.02	0.7632
11	29.97	0.7957
12	41.51	1.08
13	26.72	0.5676
14	22.18	0.6634
15	26.76	0.7248

Tabla XI. Resultados de resistencia al desalojo con adhesivo Grupo Oro



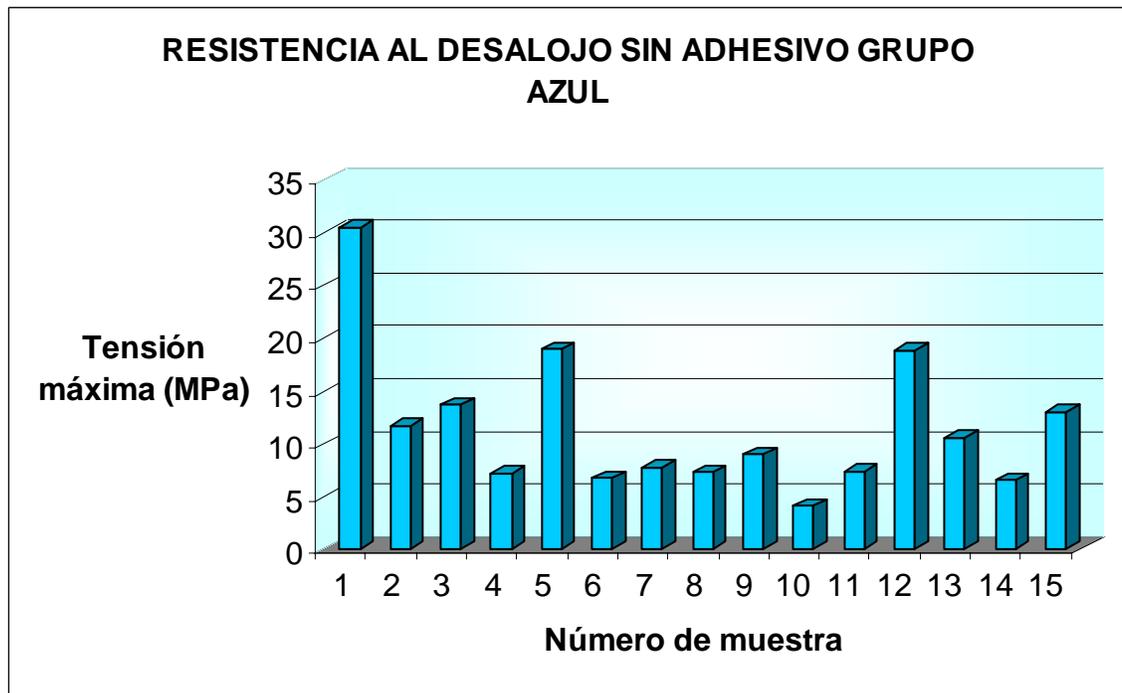
Gráfica IX. Resistencia al desalojo con adhesivo Grupo Oro

En las tablas XII, XIII y XIV y gráficas X, XI y XII se muestran los valores obtenidos de la prueba de resistencia al desalojo sin adhesivo de los tres grupos que fueron sometidos a valoración.

RESISTENCIA AL DESALOJO GRUPO AZUL SIN ADHESIVO

Número de muestra	Tensión máxima en MPa	Carga máxima en MPa
1	30.46	0.9405
2	11.66	0.2779
3	13.65	0.3003
4	7.15	0.1448
5	18.89	0.5464
6	6.68	0.1476
7	7.68	0.2131
8	7.22	0.1777
9	8.95	0.162
10	4.01	0.0955
11	7.32	0.1887
12	18.8	0.4156
13	10.58	0.2374
14	6.48	0.1342
15	12.96	0.3709

Tabla XII. Resultados de resistencia al desalojo sin adhesivo Grupo Azul

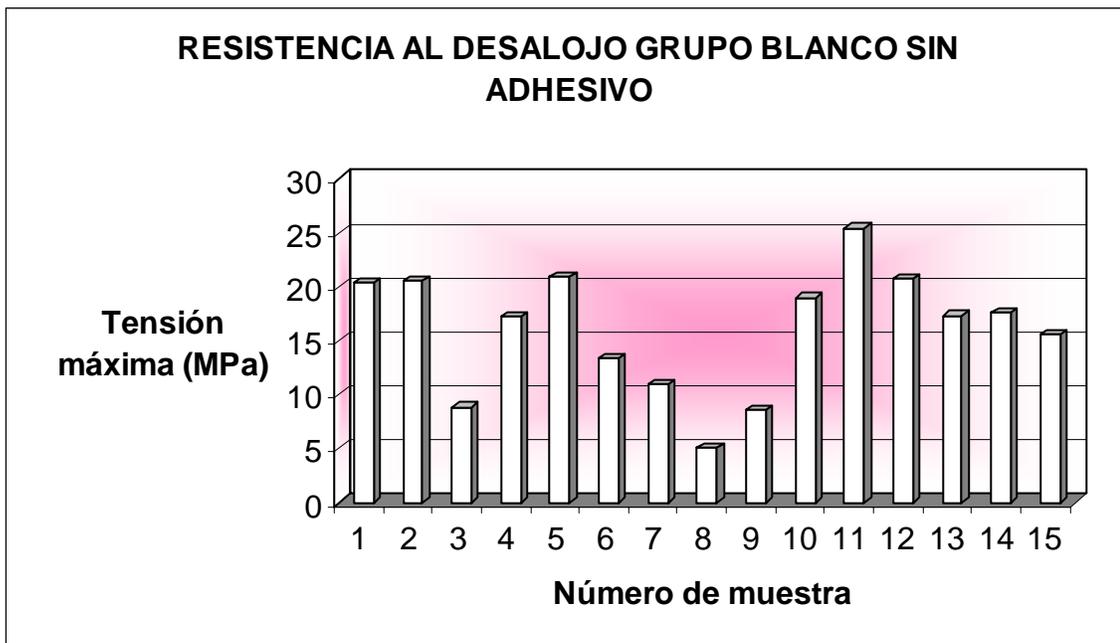


Gráfica X. Resistencia al desalojo sin adhesivo Grupo Azul

RESISTENCIA AL DESALOJO GRUPO BLANCO SIN ADHESIVO

<i>Número de muestra</i>	<i>Tensión máxima en MPa</i>	<i>Carga máxima en MPa</i>
1	20.39	0.5145
2	20.5	0.4442
3	8.8	0.1935
4	17.21	0.4625
5	20.89	0.6295
6	13.31	0.3953
7	10.98	0.2869
8	5.01	0.1098
9	8.54	0.2221
10	18.96	0.4396
11	25.42	0.5315
12	20.74	0.4451
13	17.31	0.3901
14	17.56	0.3521
15	15.56	0.4311

Tabla XIII. Resultados de resistencia al desalojo sin adhesivo Grupo Blanco

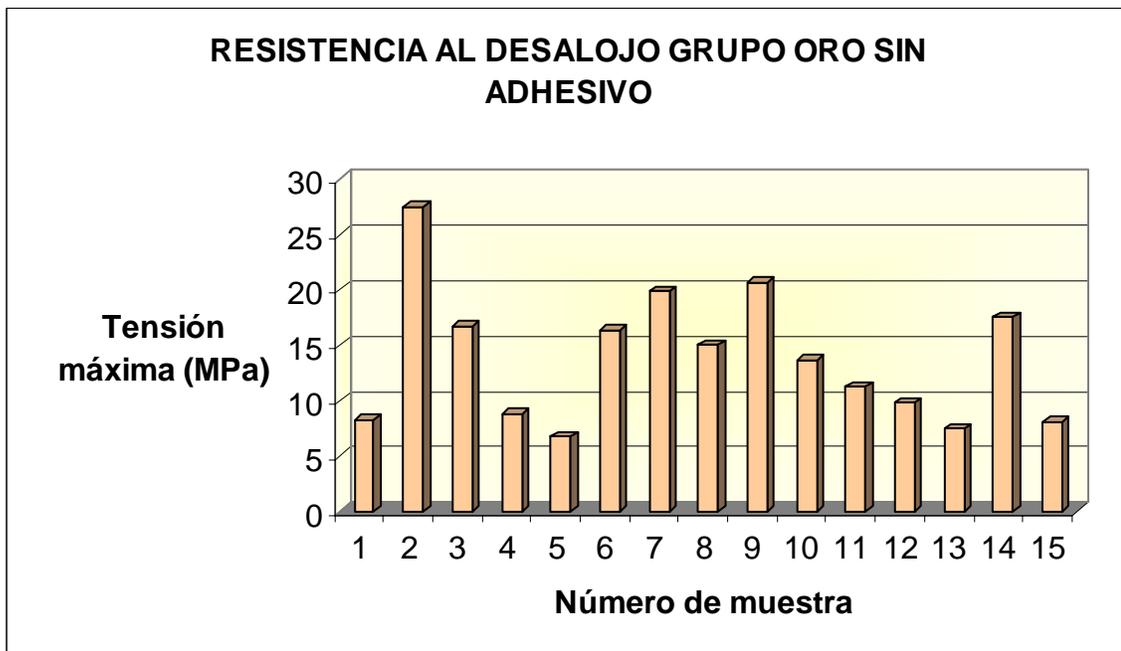


Gráfica XI. Resistencia al desalojo Grupo Blanco

RESISTENCIA AL DESALOJO GRUPO ORO SIN ADHESIVO

<i>Número de muestra</i>	<i>Tensión máxima en MPa</i>	<i>Carga máxima en MPa</i>
1	8.235	0.1794
2	27.55	0.6746
3	16.71	0.3893
4	8.787	0.2199
5	6.728	0.1531
6	16.32	0.421
7	19.9	0.6554
8	14.99	0.4369
9	20.63	0.4984
10	13.69	0.31
11	11.25	0.2438
12	9.753	0.2447
13	7.4	0.1644
14	17.55	0.6746
15	8.088	0.2235

Tabla XIV. Resultados de resistencia al desalojo sin adhesivo Grupo Oro



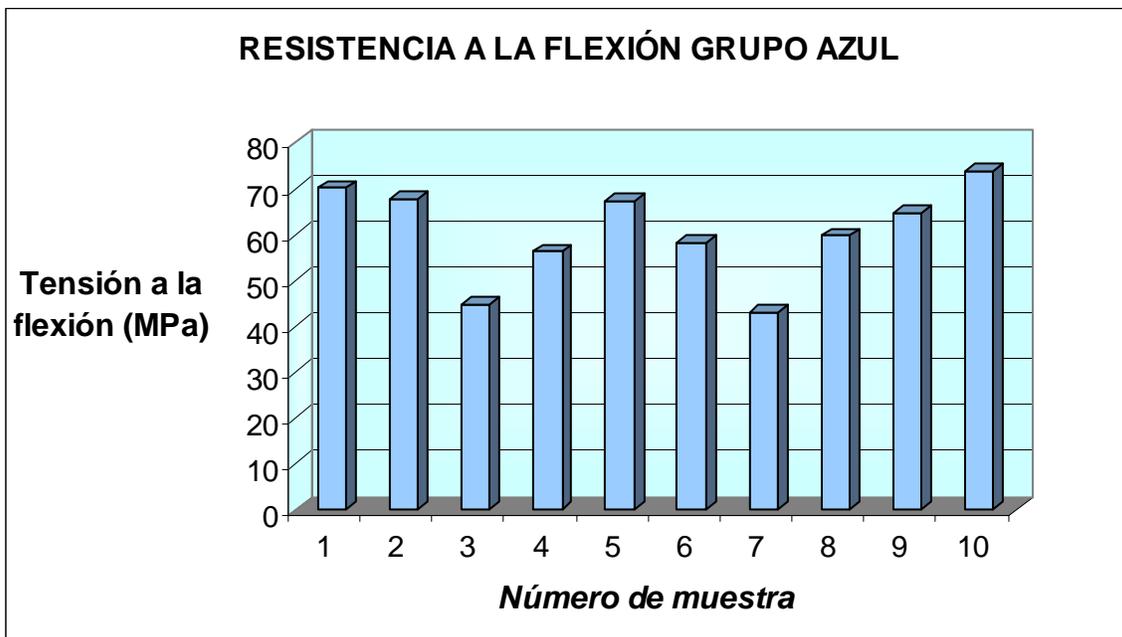
Gráfica XII. Resistencia al desalojo sin adhesivo Grupo Oro

En las tablas XV, XVI, y XVII y gráficas XIII, XIV y XV se muestran los valores obtenidos de la prueba de resistencia a la flexión de los grupos valorados respectivamente.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN GRUPO AZUL

<i>Número de muestra</i>	<i>Tensión a la flexión MPa</i>	<i>Módulo MPa</i>
1	70.16	76910
2	67.8	77190
3	44.75	78960
4	56.28	76460
5	67.17	70100
6	58.29	71560
7	42.97	82120
8	59.76	63970
9	64.6	80660
10	73.85	73230

Tabla XV. Resultados de resistencia a la flexión Grupo Azul

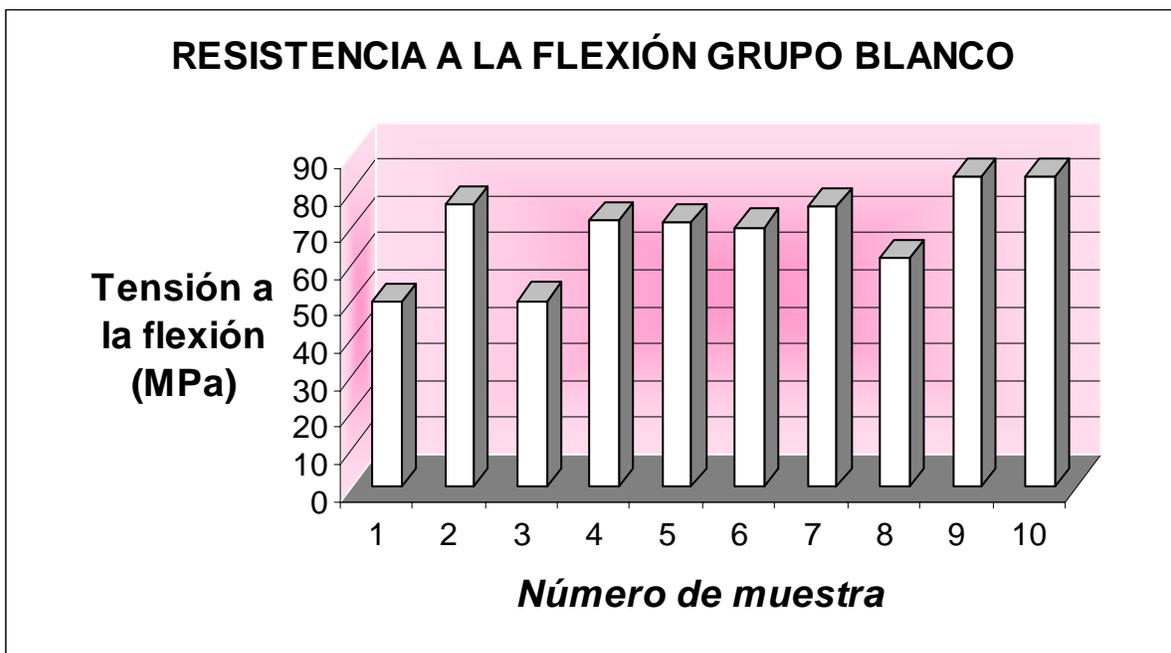


Gráfica XIII. Resistencia a la flexión Grupo Azul

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN GRUPO BLANCO

<i>Número de muestra</i>	<i>Tensión a la flexión MPa</i>	<i>Módulo MPa</i>
1	49.98	18960
2	76.43	15270
3	50.35	16650
4	72.27	14870
5	71.59	15340
6	70.19	15460
7	75.78	14710
8	61.96	16110
9	83.78	15680
10	83.97	15200

Tabla XVI. Resultados de resistencia a la flexión Grupo Blanco

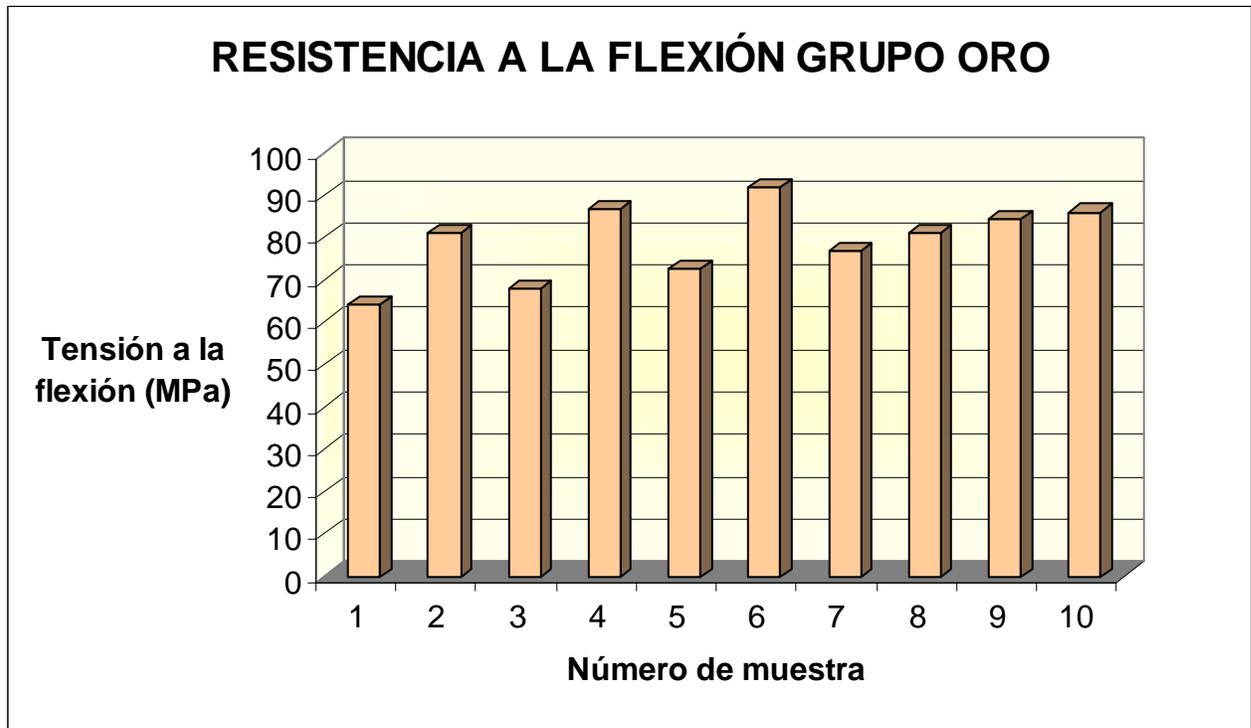


Gráfica XIV. Resistencia a la flexión Grupo Blanco

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN GRUPO ORO

Número de muestra	Tensión a la flexión MPa	Módulo MPa
1	64.26	95500
2	81.07	83000
3	67.73	95670
4	86.41	74580
5	72.39	83550
6	91.84	79960
7	76.67	72440
8	80.95	75220
9	84.42	75210
10	85.91	85000

Tabla XVII. Resultados de resistencia a la flexión Grupo Oro



Gráfica XV. Resistencia a la flexión Grupo Oro

10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

ANÁLISIS ANOVA DE UNA VÍA

PROFUNDIDAD DE CURADO

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
AZUL	2.611	0.0907	0.0405
BLANCO	2.995	0.0112	0.00500
ORO	2.602	0.0732	0.0327

Hay una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.001$) de los valores promedio entre los tres grupos, por lo que los valores fueron sometidos a la Prueba de Tukey. Se encontraron diferencias significativamente estadísticas entre los grupos blanco y oro y blanco y azul.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
AZUL	60.563	10.353	3.274
BLANCO	69.630	12.100	3.826
ORO	79.165	8.807	2.785

Existe una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.002$) de los valores promedio entre los tres grupos, por lo que los valores fueron sometidos a la Prueba de Tukey, encontrando diferencia significativamente estadística entre los grupos oro y azul.

PORCENTAJE DE ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
AZUL	2.200	0.154	0.0397
BLANCO	2.855	0.115	0.0297
ORO	3.072	0.102	0.0263

Hay una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0.001$) de los valores promedio entre los tres grupos, por lo que los valores fueron sometidos a la Prueba de Tukey, encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos al ser comparados entre ellos.

RESISTENCIA AL DESALOJO CON ADHESIVO

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
AZUL	21.725	4.537	1.171
BLANCO	21.141	4.680	1.208
ORO	27.003	6.792	1.754

Hay una diferencia estadísticamente significativa ($P=0.009$) de los valores promedio entre los tres grupos, por lo que los valores fueron sometidos a la Prueba de Tukey, encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los grupos oro y azul y entre los grupos oro y blanco.

RESISTENCIA AL DESALOJO SIN ADHESIVO

GRUPO	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
AZUL	11.499	6.842	1.767
BLANCO	16.079	5.668	1.464
ORO	13.839	6.011	1.552

Las diferencias en las medias entre los grupos sometidos al análisis no es lo suficientemente grande; por lo que no hubo diferencia estadísticamente significativa ($P=0.141$)

11. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Los valores obtenidos durante la prueba de profundidad de curado, se encuentran dentro de los límites establecidos por la norma ISO 4049, siendo en el grupo Azul (2.6mm), en el Blanco (2.9mm) y en el Oro (2.6mm), siendo estos valores mayores a 1.5mm. Este valor es aplicado para materiales no opacos, es decir, aquellos que no contienen pigmentos, que a menudo consisten en óxidos metálicos diferentes que se agregan en cantidades pequeñas, entre los que se encuentran el blanco de titanio y óxido de aluminio en proporciones de 0.001 a 0.007% en peso, que actúan como eficaces opacificadores. Todos los modificadores ópticos afectan la capacidad de transmisión de la luz de un compuesto; muchos de ellos disminuyen los valores de profundidad de curado, por lo que la norma ISO 4049¹⁸ dicta el valor de 1mm para resinas que contengan opacadores. Como en los resultados obtenidos de esta prueba todos los especímenes obtuvieron valores entre 2.6 y 2.9mm, de acuerdo a la Norma es posible continuar este estudio adicionando modificadores ópticos (pigmentos y opacadores) para lograr tonalidades que ofrezcan la apariencia más cercana al diente.

En cuanto a la prueba de resistencia a la flexión, de acuerdo a los valores obtenidos, se puede clasificar a los grupos Azul (60.563 MPa) y Blanco (69.630 MPa) dentro del tipo 2 que incluye materiales de restauración para dientes anteriores que no soporten cargas masticatorias, puesto que sus valores son mayores de los 50

MPa, pero no superan los 80 MPa. Por otro lado, el grupo Oro (79.165 MPa) reportó los valores de resistencia a la flexión más elevados, por lo que esta resina puede ser considerada tipo 1, en la que se requieren como mínimo 80 MPa, y podría ser utilizada en restauraciones oclusales, que soporten cargas masticatorias. El hecho de que el grupo Azul, que corresponde al BisGMA Sililado reporte los valores más bajos de resistencia a la flexión, se puede deber a que la molécula sililada, al ser un injerto, interfiera con la rigidez de la molécula una vez polimerizada. Por otra parte, el grupo Oro, al ser una molécula sintetizada en el L.I.M.D. de la D.E.P.e.I. como ha sucedido en el desarrollo de otros materiales, pudiera contener ciertas impurezas, que influyeron en los valores más altos de resistencia a la flexión, por lo que dicha formulación podría ser sometida a análisis de microestructura para comprobar la presencia de dichas impurezas. Con referencia a otros estudios realizados con anterioridad, tal es el caso de Amsmussen, Peutzfeldt¹⁵, nuestros valores obtenidos de resistencia a la flexión son menores, pues en ese caso se observaron valores por arriba de los 100MPa, lo que nos da una pauta para realizar modificaciones en las proporciones de material inorgánico en la elaboración de las resinas.

En relación con la porcentaje de encogimiento por polimerización, el grupo Azul, reporta los valores más bajos de porcentaje de encogimiento por polimerización (2.20%) , tal como en el estudio realizado por Ancona¹³, en el que al reducir la viscosidad del BisGMA se obtuvieron valores más bajos en el porcentaje de encogimiento por polimerización de la molécula sin contenido inorgánico (sílice). Los

valores más altos en esta prueba, los obtuvo el grupo Oro (3.072 %). Basados en la investigación de Álvarez²⁰, para las resinas compuestas, los rangos de encogimiento varían de 1.63 a 2.54%, por lo que la resina del grupo azul, cumple con esta condición. Estas iniciativas de comparar moléculas experimentales es de los fabricantes, buscando una disminución en la contracción de polimerización, tal es el caso del estudio realizado por Chapelow, Pinzino, Holder, Chen & Eick²¹ en el que compararon los comportamientos de las moléculas Bis EMA (Diacríticas) y Ormocera (Cerámica orgánicamente modificada –Xiloxánicas-), encontrando que con estas moléculas se tiene la oportunidad de poder agregar más carga (77%) y superar los valores de abrasión y de contracción de polimerización. La molécula experimental (Oro) permite agregar una mayor carga, y con esto se esperaría superar estas pruebas físicas.

En las pruebas de resistencia al desalojo con adhesivo, se hubiera esperado que el grupo Azul (21.725 MPa) obtuviera los valores más altos de resistencia al desalojo debido a que fue el grupo con valores más bajos de contracción de polimerización, no obstante, la mayor resistencia al desalojo la presentó el grupo Oro (27.003 MPa), que contrariamente, presentó los valores más elevados de contracción de polimerización. Se podría explicar el comportamiento del grupo azul a que los grupos dimetil-isopropilsiloxi presentes en el Bis-GMA Sililado no tengan afinidad por el grupo HEMA presente en el adhesivo y que contrariamente, el Bis-GMA sintetizado en el L.I.M.D. de la D.E.P.e I. contenga alguna impureza que le

confiera cierta afinidad por el grupo HEMA del adhesivo; para verificar esta aseveración es necesario realizar un análisis utilizando microscopía electrónica y análisis microestructural de la composición de esta molécula. Los valores obtenidos en este estudio son mayores a los reportados por Neme²² (19.7 MPa) y Barceló-Velázquez-Guerrero³ (19.3 MPa) para resinas con el uso de sistemas adhesivos. Los valores reportado por Wakefield²³, utilizando la misma técnica reportó valores (23.9 MPa) más cercanos a los obtenidos en este estudio. Cabe mencionar que en nuestro estudio, la zona de soporte se ajustó para evitar fracturas de dentina, por lo que los valores obtenidos fueron diferentes. Este comportamiento entre los grupos, podría deberse a una relación existente entre la resistencia a la flexión y la resistencia al desalojo. En resistencia a la flexión, el grupo Oro fue el que logró valores más altos, y al tener menor deformación al momento de la aplicación de la carga, la unión del sistema adhesivo a las paredes de la cavidad sufrió menor tensión oponiendo mayor resistencia al desalojo. Para soportar este comportamiento, se necesitaría realizar una valoración de resistencia al desalojo de diferentes resinas con diferentes grados de deflexión transversa o diferentes cantidades de material de relleno. En el caso de la misma prueba pero sin el uso de sistemas adhesivos, los valores de contracción en los tres grupos están en rangos en los que se produce un espacio que no provee retención mecánica por traba mecánica con las paredes de la cavidad, por lo que no existió una diferencia estadísticamente significativa. Cabe mencionar, que el grupo Blanco (16.079 MPa) fue el que obtuvo los valores más altos de resistencia al desalojo sin adhesivo. Además cabe mencionar que para realizar las obturaciones de

las cavidades, se empleo la técnica de bloque, en la que todas las tensiones producidas por la contracción de polimerización, se dirigen hacia el centro, produciendo, con esto espacios entre las paredes de la cavidad y el material de restauración, y disminuyendo de manera consecuente, la resistencia al desalajo de los materiales, como lo establece el estudio realizado por Neiva, Andrada, et al²⁴, en el que se sugiere emplear técnicas de obturación en capas oblicuas y horizontales de un espesor máximo de 2mm.

Es necesario realizar las adecuaciones requeridas para mejorar las características y elaborar una resina con baja contracción de polimerización y alta resistencia a la flexión, que pueda ser óptima para realizar restauraciones en áreas oclusales. Dado que de los tres componentes principales de una resina compuesta, la fase orgánica es la que sufre contracción y cambios dimensionales; puesto que se sabe que cuanto mayor sea la cantidad de relleno inorgánico que se adicione menor será la contracción detectada durante el proceso de polimerización, se podrían realizar mezclas que contengan mayor cantidad de componente inorgánico (sílice), debido a nuestra experiencia al elaborar las mezclas de resina compuesta, en las que observamos que las proporciones utilizadas fueron de 73% de material de relleno y 28% de material orgánico, de acuerdo a las proporciones empleadas por Amsmussen, Peutzfeldt¹⁵, en el estudio que realizaron sobre la influencia del UDMA, BisGMA y TEGDMA en las propiedades mecánicas de resinas experimentales, en el que se emplearon porcentajes del 78% de partículas de relleno silanizadas de tamaño de 5 μm . Sin embargo, todavía se podría agregar mayor cantidad de sílice

en su elaboración, para obtener valores más altos de resistencia a la flexión y menores en cuanto a contracción de polimerización y que las resinas puedan ser utilizadas también para restaurar en áreas oclusales, como lo reporta Ferracane²⁵ en su artículo en el que enfatiza que las mejores propiedades mecánicas de los composites son obtenidas por la incorporación de altas cantidades de partículas de relleno dentro de la resina.

12. CONCLUSIONES

1. En la prueba de profundidad de curado, los tres grupos mostraron valores superiores a los requeridos por la norma ISO 4049.
2. En resistencia a la flexión, aún cuando los tres grupos obtuvieron valores por arriba de los 50 MPa, el grupo Oro es el que tuvo los resultados más altos y que se puede emplear como un material polimerizable de obturación tipo 2.
3. En porcentaje de encogimiento por polimerización, la más baja fue la mostrada por el grupo azul, que aunada a sus valores de resistencia a la flexión, podría ser empleada con fines estéticos.
4. En resistencia al desalajo con adhesivo, los valores más altos fueron los obtenidos por el grupo oro, mientras que en la resistencia al desalajo sin adhesivo, los mayores valores fueron los obtenidos por el grupo blanco.

13. REFERENCIAS

1. Barrancos M. **Operatoria dental**. 3ª ed, Panamericana 1999. pp: 55-60.
2. Rueggeberg F.A. **“From vulcanite to vinyl, a history of resin in restorative dentistry”**. J.Prosth Dent 2002 87(4):364-79.
3. Barceló SF, Velázquez MN, Guerrero IJ. **Resistencia al desalajo por empuje de materiales restaurativos directos**. Revista Odontológica Mexicana, 2005 9 (4): 178-184.
4. Sturdevant CM, Roberson T, Heymann H, Sturdevant J. **Operatoria dental**.3ª. Ed. Harcourt Brace, 1996.pp:253-265.
5. Phillips. **Ciencia de los materiales dentales**. 11ª ed. España: Elsevier; 2004. pp:399-409.
6. Anusavice KJ. **Ciencia de los materiales dentales**. 10ª ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 1998. pp: 283-311.
7. Nodarse M. **“Composición y Clasificación de los composites dentales restaurativos”**. Centro Nal de Inform de Cien Med en Cuba [online] Feb 1998. Disponible en: URL: <http://www.facest.sld.cu/articulos>
8. Barceló SF, Palma M. **Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados**. 2ª ed. México: Trillas; 2004. pp: 103-125.
9. Graig R. **Restorative Dental Materials**. 8ª ed. Mosby 1989; pp: 98-102.
10. O’Brien WJ. **Dental Materials and their selection**. 3ª ed, Quintessence 2002. pp: 117-121

-
11. Peutzfeldt, A, **Resin composites in dentistry: the monomer systems**. Eur J. Oral Sci 1997; 105:97-116.
12. Atai M, Nekoomanesh M, Hasssemi SA, Amani S. **Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer**. Dental Materials 2004; 20: 663-668.
13. Ancona LJ. **Estudio de la copolimerización del Bis-GMA con Bis-GMA Sillado y caracterización de los polímeros resultantes** [Tesis de Maestría]. Instituto de Materiales, UNAM, 2006.
14. Summitt J, Schwartz. **Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach**. Quintessence; 2001. pp: 265-265.
15. Asmussen E, Peutzfeldt A. **Influence of UDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites**. Dental Materials 1998; 14:51-56.
16. Latorre GM, Álvarez GC, Barceló SF, **Study of shrinkage-strain and contraction rates of comercial and experimental compomers**. Dental Materials 2005; 866: 1-8.
17. Johnson W, Dhuru VB, **Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile stress**. Dental Materials 1993; 9:95-98.
18. American Dental Association. **Guide to dental materials and devices**. 8a. ed. Chicago, Illinois: American Dental Association 1989; NORMA No. 27.
19. International standard ISO 4049. **Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials**. 3a. ed. Suiza: ISO; 2000.
20. Álvarez C, Barceló F, Guerrero J, Sáez G, Canseco M. **Calculation of contraction rates due to shrinkage in light cured composites**. Dent Mater 2004; 20:228-235.

-
21. Chappelow CC, Pinzino CS, Holder AJ, Eick JD, Chen SS. ***Expandable Monomer Silicon Analogs and Silanes. Formulations and Polymerization Studies.*** 83a. General Sesion Baltimore, Maryland, IADR/AADR/CADR; 2004.
22. Neme AL, Evans DB, Maxson BB. ***Evaluation of dental adhesive systems with amalgam and resin composite restorations: Comparison of microleakage and bond strength results.*** Operative Dentistry 2000; 25: 512-519.
23. Wakefield CW, Draughn RA, Sneed WD, Davis TN. ***Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method in vitro testing.*** Operative Dentistry 1998; 23: 69-76.
24. Neiva IF, Andrada MAC, Baratieri LN, Monteiro S, Ritter AV. ***An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites.*** Operative Dentistry 1998; 23: 282-289.
25. Ferracane JL, ***Current trends in Dental Composites.*** Crit Rev Oral Biol Med 1995; 6(4):302-318.