



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA  
FLEXURAL ENTRE TRES RESINAS  
COMPUESTAS AUTOPOLÍMERIZABLE  
Y UNA FOTOPOLÍMERIZABLE

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

EDECIO EUÁN UC

DIRECTOR: DR. GABRIEL SÁEZ ESPÍNOLA



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.

## AGRADECIMIENTOS

### A DIOS:

“ SEÑOR JESUCRISTO, EN ESPECIAL A USTED LE DOY LAS GRACIAS... PORQUE AUNQUE YO ME OLVIDABA DE VEZ EN CUANDO DE USTED, USTED DE MI, NUNCA SE HA OLVIDADO, NI DE MI FAMILIA...”

¡ MIL GRACIAS..!

### A MI PADRE

*Gracias por todo el apoyo brindado a lo largo de mi vida.  
Esto no hubiera sido posible. . . SIN TI.*

### A MI MADRE

*Gracias por haberme otorgado el mejor de los regalos: LA VIDA.  
Te agradezco de igual forma por hacerme sentir que siempre  
puedo contar contigo...*

### A mi Esposa: GUADALUPE CONCEPCIÓN

*Gracias por alentarme a salir alentarme y porque siempre has creído en  
Mi ... ya que en todo este momento Tu comprensión y Amor me han  
fortalecido para salir adelante...*

### A mis HIJOS: JOSEHAN Y EMANUEL ALONZO:

*Por que han sido siempre la fuerza de mi existencia en todo  
momento para continuar...*

### A MIS HERMANOS:

*LUÍS, Gracias por todo el apoyo incondicional y por todos los buenos sentimientos y  
afecto para conmigo.*

*ALFONSO, por el gran apoyo moral, así también como en lo económico. . .*

*XANUARJO. . . Gracias por haberme apoyado en la etapa más difícil para concluir la  
carrera...*

*A WILFRIDO, FRANCISCA, CONCEPCIÓN, ARMANDO, FELIPE Y SILVERJO, Gracias por todo cuanto me han apoyado...*

*A mis Tíos EDMUNDO, CARLOS Y YANUARIO:  
Gracias por cuanto han hecho por Mi y que siempre estarán conmigo como si fueran mis hermanos.*

Al Doctor GABRIEL SÁEZ ESPÍNOLA, por todos los conocimientos y el tiempo otorgado para que fuere posible la realización de este trabajo.

Al Doctor ALFONSO BECAME, Gracias por sus consejos y orientación para continuar con el seminario.

A MIS AMIGOS:

POOT, EDILBERTO Y PEDRO, porque cuando necesite . . . estuvieron siempre conmigo . . .

A la Doctora **ANA CLAUDIA**, porque incondicionalmente me dio la oportunidad para trabajar en su consultorio...

A MIS AMIGOS DE SEMINARIO:  
Zoraida, Dulce, Maribel, Petra, Itzel, Argelia, porque en las buenas y en las malas siempre estuvieron conmigo.

**SUERTE A TODOS.**

Y . . .  
A todos aquellos que hicieron posible la realización de este trabajo.

**ÍNDICE**

CAPITULOS	PAG.
agradecimientos.....	ii
índice de figuras.....	vi
índice de gráficas.....	vi
índice de tablas.....	vii
INTRODUCCIÓN.....	1
Resinas compuestas.....	2
Matriz de la resina.....	3
Propiedades de la resina.....	3
Partículas de relleno.....	4
Agentes de enlace de partículas.....	4
Resinas de macrorrelleno.....	5
Composición de compuestos de microrrelleno.....	5
Composición de resinas híbridas.....	6
Resinas empacables o condensables.....	7
Resinas posteriores con nanorrelleno.....	8
Mecanismos de polimerización, autopolimerización y fotopolimerización.....	10
Polimerización.....	10
Composición química y peso molecular.....	12
Preparación de polímeros.....	13
Resinas de composite para restauraciones.....	15
Autopolimerización.....	17
Fotopolimerización.....	18
Biocompatibilidad de las resinas compuestas.....	20

Luz emitida por un diodo (LED) polimerización de los compuestos dentales, propiedades flexurales y potencial de polimerización.....	21
Deslizamiento flexural, deformación y recuperación en los compuestos dentales.....	22
Diferentes tipos de cargas.....	23
Ejemplos de cargas.....	24
Antecedentes más recientes de las resinas.....	24
Planteamiento del problema.....	28
Justificación.....	29
Objetivo general.....	30
Objetivos específicos.....	30
Hipótesis.....	31
Hipótesis nula.....	31
Material y equipo.....	32
Metodología.....	34
Preparación de especímenes autopolimerizable.....	36
Preparación de especímenes fotopolimerizable.....	39
Resultados.....	43
Discusión.....	49
Conclusiones.....	51
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>53</b>

FIGURA	PAG.
1. Aplicación de aceite de silicón en el hacedor de muestras.....	34
2. Fijación del hacedor de muestras con presillas.....	35
3. Materiales utilizados para la elaboración de especímenes.....	35
4. Mezcla de resinas.....	36
5. Llenado del hacedor de muestras.....	37
6. Mantenedor de temperaturas a 37°C. ....	37
7. Contenedor con espécimen en agua destilada.....	38
8. Camara Ambientadora de temperatura.....	38
9. Vernier digital.....	39
10. Prueba de resistencia flexural del espécimen en la maquina universal Instron.....	39
11. Eliminación del exceso del material en el hacedor de muestras.....	40
12. Fotopolimerización de la resina faprodmir con una lámpara LED.....	41
13. Especímen montado en la maquina universal instron.....	42
14. Máquina universal de pruebas instron.....	42

GRÁFICA..	PAG
1. Gráfica de resistencia flexural del valor medio de los 4 grupos de . especímenes.....	42
2.- Grafica del modulo elástico del valor medio de los 4 grupos de especímenes.....	44
3.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas autopolimerizadas Medental.....	45
4.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas Fotopolimerizadas Faprodmir .....	46
5.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas autopolimerizadas Adaptabond.....	47
6.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas autopolimerizadas Faprodmir.....	48

## INTRODUCCIÓN

A principios del siglo XXI, la odontología moderna se ha caracterizado por sus avances tecnológicos. En relación a las resinas compuestas, los nuevos materiales han venido a cambiar todos los esquemas relacionados con resinas acrílicas y silicatos, debido a la solubilidad, humedad y estética que presentaban. Hoy en día, la transformación de los polímeros ha dejado atrás a una odontología de resinas convencionales, los nuevos materiales consisten en resinas compuestas, auto y fotopolimerizables con partículas de relleno macro, micro, híbridas y de nanorrelleno llamado BIS-GMA.

Los polímeros son resinas de aspecto estético que pueden polimerizar a temperatura de la cavidad bucal llamados autopolimerizables, porque se dan a través de una reacción química, requiriendo de un activador llamado peróxido.

Los fotopolimerizables son aquellos que para poder reaccionar o activarse requieren de una energía lumínica y de un iniciador llamado canforoquinona.

Estos modernos materiales son sometidos a pruebas mecánicas compresivas, tangencial y traccional (cargas complejas) para determinar sus propiedades. La resistencia flexural o deformación elástica es una propiedad

que tienen los átomos de un material al ser desplazados o modificando su posición por una causa o una fuerza, y que al cesar ésta, los átomos regresan a su posición original (es decir, que la fuerza de unión inter-atómica de los materiales no son vencidos.)

## RESINAS COMPUESTAS

El término material compuesto puede definirse como un compuesto de dos o más materiales diferentes, con propiedades superiores o intermedias a los constituidos.

El mayor avance ocurrió cuando Bowen desarrolló un nuevo material compuesto, sus principales innovaciones fueron el Bisfenol A-glicedil metacrilato (bis-GMA), una resina de dimetacrilato, y el uso de un silano que cubre las partículas de relleno para lograr el enlace químico de la resina. A finales de la década de 1950 y principios de 1960, Bowen empezó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno.

La deficiencia de las resinas epóxicas, como baja velocidad de curado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de la resina epóxica y metacrilato. Este trabajo finalizó con el desarrollo de la molécula de bis-GMA la cual cumple con muchos de los requisitos de la matriz de resina para los compuestos dentales. Con este logro, los materiales compuestos reemplazaron a los silicatos y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas de los dientes anteriores.

Los modernos materiales de restauración (resinas compuestas) contienen un número de componentes. Entre los principales se encuentran la matriz de resina y las partículas inorgánicas de relleno. Además de estos

dos, se requiere de otro componente para lograr la efectividad y durabilidad del material. Es necesario un agente (silano), para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de la resina; un iniciador y un activador, para polimerizar la resina, y un iniciador-activador, para polimerizar la resina. Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de color (absorben la luz ultravioleta) y provienen de un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona). Los compuestos también deben de tener pigmentos. (Philips R. W, 2003, pag. 233-238)

## MATRIZ DE LA RESINA

La mayor parte de los materiales compuestos usa monómeros, que son diacrilatos aromático o alifáticos bis-GMA dimetacrilato de uretano (UEDMA), y un dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), estos son los más usados en compuestos dentales.

## PROPIEDADES DE LA RESINA

Quizá las mejores propiedades físicas o mecánicas se identifican con esta categoría de compuestos.

La resistencia a la compresión y módulo elástico supera a la de las resinas convencionales, así como la resistencia a la tensión que es doble en los materiales de microrrelleno y cerca del 50% mayor que en las convencionales. El coeficiente de expansión térmica es menor que el de las otras resinas, aunque llega a ser mayor que en la estructura dentaria. La superficie lisa de estas resinas. Se mejoran con el uso de un relleno pequeño

y muy empacado, cuando se compara con las convencionales así mismo se mejora la resistencia al desgaste. (Anusavice, 1988, pag. 183-310).

## PARTÍCULAS DE RELLENO

Las partículas de relleno son generalmente un tipo de cristal (cristal de barro) o dióxido de silicón sumado a la matriz para mejorar sus propiedades físicas. El relleno mejora la translucidez, reduce el coeficiente de expansión térmica, reduce la contracción por polimerización y hace al material más duro, denso y más resistente al desgaste, generalmente un mayor porcentaje de relleno agregado (por volumen o peso) mejora las propiedades físicas de la resina. La carga de relleno un límite superior después del cual se convierte en un material demasiado viscoso para uso clínico. (Anusavice, K.J. 1988)

## AGENTES DE ENLACE DE PARTÍCULAS

Un agente de enlace de partículas aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejores, y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración del agua a través de la interfase relleno-resina.

Aunque se utilizan titanatos y circonatos como agentes de enlace de las partículas, son más frecuentes los silanos orgánicos como él y metacriloxipropiltrimetoxisilano. (Barcelo F. y Palma, 2003, pag. 37-39)

## RESINAS DE MACRORRELLENO

La mayor desventaja clínica de los compuestos tradicionales es la superficie rugosa que se presenta durante el desgaste abrasivo de la suave matriz de resina que dejan las partículas de relleno resistente al desgaste. El tamaño de su partícula es de 9 a 12  $\mu\text{m}$ . El terminado de la restauración puede producir rugosidades en la superficie, igual que el cepillado de dientes y el desgaste de la masticación con el tiempo. Estas restauraciones tienden a decolorarse, en parte por la susceptibilidad de la textura rugosa de la superficie que retiene manchas.

Aunque la contracción del polimerizado y el coeficiente de expansión térmica se han reducido sustancialmente por el mayor contenido de relleno inorgánico, en comparación con resinas acrílicas sin relleno, la matriz de la resina no se enlaza químicamente a la estructura del diente; por lo tanto, las técnicas de colocación deben ejecutarse con mucho cuidado. (Anusavice K.J. 1988)

## COMPOSICIÓN DE COMPUESTOS DE MICRORRELLENO

Se desarrolló un tipo de material que contiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. Las partículas individuales son apropiadamente de 0.04  $\mu\text{m}$  de tamaño; por lo tanto, son 200 a 300 veces menores que el promedio de las partículas de cuarzo de los compuestos tradicionales. El concepto de compuesto de microrrelleno se vincula al refuerzo de la resina con un relleno. Aunque estos compuestos muestran una

superficie tersa similar a la obtenida con la resina acrílica de restauración directa sin relleno.

Los compuestos con microrrelleno tienen propiedades mecánicas y físicas inferiores a los compuestos tradicionales; esto es de esperarse, porque del 50% al 70% en volumen del material de restauración se hace de esta resina. La mayor cantidad de resina comparada con el relleno da lugar a la sorción de agua, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución de módulo de elasticidad. En la mayoría de las aplicaciones, la disminución de las propiedades físicas no crea problema, sin embargo, en cuanto a situaciones que soportan tensión, como dientes anteriores, particularmente en situaciones que no soporten tensión y para restauración de superficies subgingivales.

## COMPOSICIÓN DE RESINAS HÍBRIDAS

Hay dos tipos de partículas de relleno en los compuestos híbridos. Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas de cristales que contienen metales pesados, que constituyen un contenido de relleno de aproximadamente del 75 al 80% en peso. El cristal tiene un tamaño de partícula promedio entre 0.6 y 1.0  $\mu\text{m}$ . En una distribución típica, 75% de las partículas es menor de 1.0  $\mu\text{m}$ . El sílice coloidal representa de 10 a 20% en peso del contenido total de relleno. En estas condiciones, el microrrelleno también contribuye significativamente a estas propiedades. Las partículas de relleno menores, así como la mayor cantidad de microrrelleno hace que aumente la superficie, por lo tanto, el contenido total del relleno no es tan alto como en otros compuestos rellenos de partículas pequeñas.

Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas generalmente se encuentran entre las de compuestos tradicionales y compuestos rellenos de partículas pequeñas. Sin embargo, estas propiedades por lo general son superiores a las de resina de microrrelleno. Debido a que las partículas del esmerilado contienen metales pesados, tienen mayor radiopacidad que el esmalte.

## RESINAS EMPACABLES O CONDENSABLES

Se ha desarrollado un grupo específico de compuestos con propiedades mejoradas para la restauración de dientes posteriores, con materiales de color dental. La mayoría de los compuestos son de tipo híbrido: se mezclan con distribuciones de relleno bimodales o trimodales, para aumentar el contenido de relleno, también se han mejorado algunos compuestos de microrrelleno, para poder utilizarlos en las restauraciones posteriores. En algunos productos se ha sintetizado el relleno microfino, para conseguir micro partículas que aumenten la resistencia. En otros productos se ha utilizado una matriz de resina hidrófoba para reducir la porción de acuosa.

Los compuestos para restauraciones posteriores contienen rellenos, de vidrio, de metales pesados, para provocarles suficiente radiopacidad, también son más viscosos para poder condensarlos parcialmente, durante la inserción y poder desarrollar la forma y el contorno anatómico. Con los compuestos posteriores se utiliza un liner cavitario de ionómero de vidrio y un adhesivo dentinario, para mejorar la unión de la dentina. El acabado de estos materiales plantea problemas, ya que no es fácil reconocer los márgenes y el acceso puede ser difícil. Aunque una restauración oclusal razonablemente pequeña en un premolar o un primer molar superior pueden durar 5 ó 6 años,

existen probabilidades de que fracase el sello marginal y se produzcan filtraciones.

Normalmente los composites posteriores fracasan debido al desgaste o la pérdida de sustancia esto limita sus aplicaciones en la región posterior o cuando menos obliga a realizar reparaciones prematuras, para poder mantener la función oclusal. (Barcelo, F. y Palma J. 2003)

## RESINAS POSTERIORES CON NANORRELLENO

El tamaño de los rellenos promedio es de 1 a 5  $\mu\text{m}$  pero la distribución del tamaño es muy amplia.

Esta amplia distribución del tamaño de las partículas facilita una elevada carga de relleno, y los compuestos con pequeñas partículas generalmente contienen más relleno inorgánico (de un 80% en peso y 60 a 65% en volumen) que los compuestos tradicionales. Esto es particularmente cierta para los diseñados para restauraciones posteriores. La mayor densidad de las partículas de relleno, comparadas con la matriz de resina, es evidente en la muestra pulida de un compuesto relleno de partículas pequeñas.

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

Esta categoría de compuestos muestra mayores propiedades físicas y mecánicas. Con el aumento del contenido de relleno, mejoran casi todas las propiedades. La resistencia a la compresión y el módulo elástico de los compuestos rellenos de partículas pequeñas exceden a los de materiales tradicionales de microrelleno. La resistencia elástica de los compuestos o rellenos de partículas pequeñas es el doble que los materiales de microrelleno y 1.5 mayor que los compuestos tradicionales. El coeficiente de expansión térmica es menor que el de otros compuestos, aunque llega a ser casi dos veces mayor que la estructura dental. La superficie lisa de estas resinas es mejorar con el uso de un relleno pequeño, y muy empacado cuando se compara con los compuestos tradicionales. Asimismo, mejora la resistencia al desgaste. La contracción de polimerización es similar o menor que en las resinas tradicionales. (Anusavice K.J. 1988)

Estos materiales rellenos con metales pesados que contienen cristales son radiopacos. La radiopacidad es una propiedad importante por los materiales usados en restauraciones de dientes posteriores porque facilita el diagnóstico de caries recurrentes.

Ha reconocido a los compuestos posteriores como un grupo diferente de materiales, basado en su rendimiento clínico. Para poder ser aceptado, deberá someterse a un ensayo clínico controlado sin perder más de 50  $\mu\text{m}$  por año (100  $\mu\text{m}$  después de 2 años y 250  $\mu\text{m}$  después de 5 años). Se ha comprobado que los composites híbridos pierden 20-65  $\mu\text{m}/\text{año}$  y los de microrrelleno 25-55  $\mu\text{m}/\text{año}$ . Para poder tener unos resultados idóneos se debe limitar las restauraciones posteriores de compuestos en las cavidades I y II en premolares, con una extensión buco lingual y que mantengan algún soporte oclusal sobre el diente natural. (Phillips R.W. 2003)

# MECANISMOS DE POLIMERIZACIÓN, AUTOPOLIMERIZACIÓN Y FOTOPOLIMERIZACIÓN

## POLIMERIZACIÓN

El término polímero describe una molécula que está constituida por muchas (poli) cadenas (meros). La terminación mero representa la unidad química estructural repetida más sencilla de la que el polímero está compuesto. Por ejemplo, el poli (metacrilato de metilo) es un polímero que tiene unidades químicas estructurales derivadas del metacrilato de metilo. Las moléculas a partir de las cuales se constituye el polímero se denominan monómeros (una parte). Se pueden preparar moléculas de polímero a partir de una mezcla de diferentes tipos de monómeros. Se les denomina copolímeros si contienen dos o más unidades químicas diferentes, y termopolímeros, si contienen tres unidades diferentes.

Conviene señalar que en los polímeros normales las unidades mero de la cadena polimérica tienen una orientación aleatoria en el espacio. Sin embargo, se pueden obtener copolímeros que tengan las unidades mero ordenadas de forma que un gran número de moléculas de un tipo mero estén conectadas a un gran número de moléculas mero de otro tipo. Este tipo especial de polímero se denomina polímero de bloques. También se pueden conseguir polímeros que tengan unidades mero con un ordenamiento espacial especial en relación a las unidades adyacentes: es lo que se conoce como polímeros estereoespecíficos.

El peso molecular de la molécula de un polímero equivale al peso molecular de sus diferentes unidades multiplicado por el número de meros;

dicho peso puede ascender a miles o millones de unidades de peso molecular, dependiendo de las condiciones de preparación. CUanto mayor es el peso molecular de un polímero obtenido a partir de un mismo monómero, mayor es su grado de polimerización.

A menudo se emplea el término polimerización en sentido cualitativo, pero el grado de polimerización se define como el número total de unidades mero que hay en una molécula polimérica. En general, el peso molecular de un polímero se indica como el peso molecular medio, ya que el número de unidades repetidas puede variar considerablemente de una molécula a otra. Como cabría esperar, la fracción de moléculas de peso molecular bajo, medio y elevado en un material o, en otras palabras, la distribución de los pesos moleculares, tiene un efecto muy considerable sobre las propiedades físicas, igual que el peso molecular medio. Por consiguiente, dos muestras de poli (metacrilato de metilo) pueden tener la misma composición química pero unas propiedades físicas muy diferentes, debido a que una de las muestras presenta un porcentaje muy alto de moléculas de bajo peso molecular, mientras que la otra tiene un porcentaje elevado de moléculas de mayor peso molecular.

Es posible modificar la distribución de los pesos moleculares alterando el proceso de polimerización. Por consiguiente estos materiales no poseen unas constantes físicas concretas (como el punto de fusión) igual que las moléculas ordinarias. Por ejemplo, cuanto mayor es el peso molecular, más elevados son el punto de reblandecimiento y de fusión y más rígido es el plástico.

## COMPOSICIÓN QUÍMICA Y PESO MOLECULAR.

Es importante conocer la estructura física o espacial del polímero para poder determinar sus propiedades. Existen tres tipos básicos de estructuras: lineal, ramificada y cruzada.

El homopolímero lineal tiene unidades mero del mismo tipo, y el copolímero aleatorio del tipo lineal tiene las dos unidades mero distribuidas aleatoriamente a lo largo de la cadena.

El copolímero lineal en bloques tiene segmentos, o bloques, a lo largo de la cadena cuyas unidades mero son las mismas. El homopolímero ramificado, consiste también en una repetición de las mismas unidades mero mientras que el copolímero ramificado de injertos contiene un tipo de unidades mero en la cadena principal y otro en las ramas.

Las moléculas lineales y ramificadas son independientes y discretas, mientras que las moléculas cruzadas constituyen en una estructura reticular que puede hacer que el polímero sea una molécula gigante. La estructura espacial de los polímeros influye en sus propiedades de fluidez, pero es difícil generalizar, ya que la interacción entre las moléculas lineales o la longitud de las ramas de las ramificadas pueden tener mayor importancia en un ejemplo determinado.

Sin embargo, en general los polímeros de cadenas cruzadas influyen a temperaturas superiores que los lineales o ramificados. Otro rasgo distintivo de algunos polímeros de cadena cruzadas consiste en que no absorben líquidos con tanta facilidad como los materiales lineales o ramificados.

Para clasificar los polímeros, aparte de su estructura espacial, se puede recurrir a su condición de termoplásticos o termoestables. El término termoplástico hace referencia a los polímeros que se ablandan con el calor y se vuelven a solidificar al enfriarse (un proceso que se puede repetir). Son ejemplos típicos de este tipo de polímeros el poli (metacrilato de metilo), los acrílicos polivinílicos y, el poliestireno. El término termoestable se refiere a los plásticos que solidifican al ser fabricados pero no se pueden ablandar mediante el recalentamiento. Generalmente, no es posible fundir estos polímeros debido a una reacción cruzada y a la formación de una estructura espacial. Son ejemplo dentales típicos el poli (metacrilato de metilo) de cadenas cruzadas, las siliconas, el cis-poliisopropeno y los diacrilatos de bistenol A.

## PREPARACIÓN DE POLÍMEROS

Los polímeros se preparan por medio de un proceso denominado polimerización, que consiste en la unión química de las unidades monoméricas para obtener moléculas de peso molecular elevado. El proceso de polimerización se puede llevar a cabo por varios mecanismos diferentes, pero la mayoría de las reacciones de polimerización pertenecen a dos tipos básicos: polimerización por adición y polimerización por condensación.

La reacción se desarrolla en tres fases denominadas de iniciación, de propagación y de conclusión. La reacción puede ser acelerada por el calor, la luz y pequeñas cantidades de peróxidos, así como por el trietil borano y otros productos químicos. En cualquier caso, la reacción es iniciada por un radical libre, que puede obtenerse por cualquiera de los métodos mencionados. Se pueden obtener suficientes radicales libres para la polimerización a la temperatura ambiente haciendo reaccionar un acelerador

químico (como una amina terciaria o un ácido sulfínico) con el peróxido orgánico.

Tras la fase de iniciación se produce la rápida adición de otras moléculas de monómero al radical libre y la transferencia del electrón libre al extremo de la cadena en crecimiento que caracteriza la fase de propagación.

Esta reacción de propagación continúa hasta que concluye el radical libre en crecimiento. Un estudio de estas reacciones finales revela cómo pueden obtenerse polímeros ramificados o cruzados.

Las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre, que reduzca la velocidad de iniciación o aumente la velocidad de conclusión. La reducción de la velocidad de iniciación retarda la reacción de polimerización, y el aumento de la velocidad de conclusión disminuye el grado de polimerización o el peso molecular del polímero final.

Sustancias como la hidroquinona, el eugenol o el oxígeno en grandes cantidades inhiben o retardan la polimerización. Se utilizan pequeñas cantidades de hidroquinona para proteger el monómero de metacrilato de metilo de una polimerización prematura, prolongando de ese modo la vida media del monómero.

Otra importante reacción de polimerización de radicales libres es la que provoca la polimerización de los composites para restauraciones. El fabricante prepara un compuesto a partir de una molécula de bisfenol A y dos moléculas de metacrilato de clidilo, que se denomina 2,2-bis[4(2-hidroxi-3 metacriloloxi-propiloxi)-fenil propano]. Para identificar este producto se emplea el acrónimo Bis-GMA. Dado que, en un sentido estricto, no es

monómero, se le denomina oligómero. Para reducir la viscosidad se añaden monómeros difuncionales de menor peso molecular, como el dimetacrilato de trietilenglicol, para conseguir la polimerización se usan radicales libres. Como el Bis-GMA tiene dobles enlaces reactivos en ambos extremos de la molécula, igual que los monómeros de menor peso molecular añadidos, se obtiene un polímero muy, cruzado.

Algunos composites contienen oligómeros que son dimetacrilatos de uretano. Para conseguir la polimerización se ponen en marcha los radicales libres por medio de un sistema de peróxido-amina o un sistema de dicetona-amina y la exposición a luz azul visible.

La polimerización de radicales libres de monómeros u oligómeros con dobles enlaces insaturados no produce la reacción de todos los dobles enlaces. El grado de de conversión del 65-80%, mientras que la quimiopolimerización produce una conversión del 60-75%. Los sistemas utilizados para cementar restauraciones, suelen emplear la fotopolimerización y la quimiopolimerización (polimerización doble), ya que a menudo resulta difícil exponer el material a la luz necesaria para conseguir el máximo grado de conversión. Con estos sistemas, de doble polimerización se han conseguido unos niveles máximos de conversión del 80%.

## RESINAS DE COMPOSITE PARA RESTAURACIONES

El desarrollo de las resinas de composite o de relleno para restauraciones ha permitido mejorar las propiedades mecánicas, reducir el coeficiente de expansión térmica, limitar los cambios dimensionales durante el fraguado y potenciar la resistencia a la abrasión de las restauraciones

directas y, por consiguiente, obtener mejores resultados clínicos. El desarrollo ulterior de sistemas adhesivos para composites ha contribuido igualmente a mejorar la calidad de las restauraciones de composite.

Originalmente, los composites se emplearon para restauraciones anteriores de clase III-V, en las que los resultados estéticos tenían una importancia capital, y para restauraciones de clase I, que soportaban tensiones oclusales moderadas; sin embargo, las modificaciones introducidas en los materiales y las técnicas han permitido ampliar su uso a las restauraciones posteriores de clase II.

En la mayoría de los sistemas de resinas con relleno, la matriz de polímero orgánico está constituida por un oligómero aromático o de diacrilato de uretano. Estos oligómeros son muy viscosos, pero se puede producir la viscosidad a unos niveles que permitan su aplicación clínica añadiendo un monómero diluyente como trietilenglicol dimetacrilato.

Se pueden encontrar las propiedades químicas básicas y las reacciones Generales de fraguado de la polimerización por adición de radicales libres. La reacción de polimerización puede iniciarse por medios químicos (autopolimerización) utilizando un peróxido como iniciador y una amina como acelerador o con un haz de luz visible y de color azul (460 nm.) por la adición de una sustancia que absorba la luz, como la canforoquinona y un acelerador, como una amina alifática. La reacción de polimerización de algunos productos combina la iniciación química con la fotoiniciación. La resina polimerizada presenta innumerables enlaces cruzados debido a la presencia de dobles enlaces difuncionales entre carbonos.

El grado de polimerización es variable, y depende de que se produzca en el interior de la restauración o en el estrato inhibido por el aire, o de la

distancia entre el material y la fuente de luz y de la duración de la exposición (en el caso de los composites fotopolimerizables). El porcentaje de dobles enlaces que reaccionan puede oscilar entre el 35 y el 80%. Se ha podido aumentar el grado de polimerización mediante la pospolimerización a temperaturas elevadas. Sin embargo, para poder aplicar este método hay que modificar la técnica y recurrir al empleo de incrustaciones directas o indirectas, con la fijación de las incrustaciones al diente por medio de un cemento de composite.

La matriz inorgánica dispersa puede estar formada por diferentes materiales inorgánicos como cuarzo, vidrio de borosilicato, silicato de litio aluminio, silicato de bario aluminio, vidrio de estroncio o zinc, o sílice coloidal. Si el composite final contiene cantidades suficientes de elementos pesados, puede ser opaco a los rayos X, una propiedad que resulta muy útil para el diagnóstico postoperatorio.

Antes de mezclar la fase inorgánica con el polímero de bajo peso molecular sin reaccionar (oligómero) se procede a tratarla con un organosilano. El organosilano contiene grupos funcionales, como grupos metoxi, que hidrolizan y reaccionan con el relleno inorgánico.

## AUTOPOLIMERIZACIÓN

Para polimerizar los compuestos se utiliza la activación química autopolimerizable. Se emplea una amina orgánica, que reacciona con un peróxido orgánico produciendo radicales libres, que a su vez atacan los dobles enlaces de carbono, lo que provoca la polimerización del producto. El polímero así obtenido tiene innumerables enlaces cruzados, debido a los dobles enlaces de carbono presentes en los extremos del oligómero o de

(Bis-GMA) bisfenol aglicidil de metacrilato y del dimecrlato de urenano (UDMA). La amina y el peroxido reaccionan a la temperatura ambiente; debido a ellos, el composite está formado por dos pastas, una base y un catalizador, una contiene amina y la otra el peróxido, una vez que se mezclan ambas pastas, la reacción de polimerización progresa con gran rapidez.

Se dispensan cantidades aproximadamente iguales de las dos pastas, extendiéndola sobre un block de papel tratado para proceder a la mezcla. Un error en un 30% de cálculo de las cantidades no produce cambios significativos en las propiedades del material.

Los sistemas de dos pastas son todos de activación química, y es muy importante el tiempo de trabajo a partir del momento de la mezcla. Se debe insertar inmediatamente el compuesto recién mezclado y dejar que polimerice toda la masa. En este caso, hay que mezclar los tonos o añadir los tintes a la pasta base para obtener el color buscado antes de mezclar dicha pasta con el catalizador. Su presentación es en tarro y jeringas.

## FOTOPOLIMERIZACIÓN

Para la fotopolimerización se utiliza luz azul de unos 460 nm; que suele ser absorbido por una canforoquinona. Esta reacción se acelera por la presencia de una amina orgánica que contiene un doble enlace de carbono. La canforoquinona y la amina no reaccionan con el oligómero o disfenol aglicidil de metacrilato (Bis-GMA y dimecrlato de uretano), a la temperatura ambiente mientras no se exponga el composite a la luz azul. Los composites fotoactivados vienen en un único recipiente totalmente opaco, los composites vienen envasados en jeringas de tornillos, compules.

Generalmente suelen suministrarse cinco o más tonalidades corrientes, los cuales van desde el amarillo al gris. Para conseguir tonos diferentes, los fabricantes suministran un tono universal y composites muy pigmentados (tintes) que se pueden mezclar para obtener tonos no incluidos en la gama normal.

Para iniciar la polimerización de los sistemas de una sola pasta se utiliza una luz visible, procedente de una lámpara incandescente que emite una radiación azulada (de unos 460 nm.). Se usan filtros con el fin de eliminar cualquier radiación ultravioleta. La radiación llega a la superficie del diente a través de una varilla curva de cuarzo que facilita el acceso clínico a través de un haz flexible de fibras de cuarzo, acoplado a una pieza de mano de fibra óptica, o a través de un tubo trasmisor lleno de líquido.

Un composite con un 0.5% de peso de canforoquinona tiene un pico máximo de absorción a 470 nm., puede reaccionar mejor a diferentes fuentes lumínicas con algunas lámparas la intensidad lumínica disminuye un 25%. En general, el rendimiento de las lámparas disminuyen con el uso continuado, y la intensidad lumínica, no es uniforme en todas las zonas de la punta de iluminación; dicha intensidad es máxima en la zona central. Además la intensidad disminuye al aumentar la distancia a la fuente luminosa. Se ha comprobado con algunos productos que una disminución de la intensidad a la tercera parte sólo se traduce en una disminución de la profundidad de la polimerización del 15 %.

Las resinas fotopolimerizables en jeringas opacas tienen una vida útil de unos 12 meses a temperatura ambiente, pero puede prolongarse considerablemente si se guardan en el refrigerador. En estos tipos de resinas no necesita mezclarse. Por esto se evita la incorporación de burbujas. Los composites de una sola pasta se presentan también en compules. Existen

diferentes tonos de compules identificados por tapas removibles de diferentes colores, que corresponden a un código de colores de referencia.

Se colocan los compules en una jeringa, se retira el tapón y se inyecta el composite en la preparación cavitaria. Una de las mayores ventajas de las resinas fotocuradas es un tiempo de trabajo prolongado que el odontólogo puede controlar y modificar de acuerdo a sus necesidades. El tiempo de polimerización de un material fotocurado y la profundidad de polimerización en una masa dependerán de la intensidad y la penetración del haz luminoso. (Phillips R.W. 2003)

## **BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS**

Por lo general, se relaciona con los efectos de la pulpa, en dos aspectos: primero, toxicidad química inherente del material considerado en sí mismo; segundo, afección pulpar en relación con el material, fenómeno de microfiltración.

Es posible que se presente una agresión química a la pulpa, si los componentes se filtran o difunden desde el material y después alcanzan la pulpa. Los compuestos con polimerización apropiados son en general Biocompatibles, porque presentan una solubilidad mínima y no hay filtración de ninguna especie o cantidad; sin embargo, los materiales con piso cavitario, no polimerizado, siguen como reserva de componentes que se difunden o inducen, a largo plazo, una inflamación pulpar.

Esta situación es de particular importancia para las resinas activadas por la luz, si el odontólogo trata de polimerizar una capa gruesa de resina o si

la exposición a la luz es inadecuada, el material mal curado o sin curar puede liberar constituyentes alcalinizables adyacentes a la pulpa.

La segunda preocupación biológica, se relacionó con la contracción de compuestos durante el polimerizado y la subsecuente filtración marginal. Esta misma puede causar crecimientos bacterianos y estos microorganismos crean caries secundaria y reacciones pulpares o ambos. (Phillips R.W. 2003)

## LUZ EMITIDA POR UN DIODO (LED), POLIMERIZACION DE LOS COMPUESTOS DENTALES, PROPIEDADES FLEXURALES Y POTENCIAL DE POLIMERIZACIÓN

En la clínica, los compuestos dentales están basados en polímeros, y gradualmente son influidos por la calidad de la unidad de luz.

Este tipo de lámparas posee una potente fuente emisora de luz de estado sólido con diodos, que generan únicamente una energía fotónica de 458-514 nanómetros, de color azul, requerida para activar los fotoiniciadores, normalmente utilizados en las resinas compuestas fotopolimerizables.

Las lámparas tradicionales aún con filtro, generan un amplio espectro de energía de la cual la mayor parte se desperdicia en calor y generando una baja longitud de onda. El incremento del calentamiento puede alcanzar la punta de la fibra óptica, incrementando el riesgo al daño pulpar por calentamiento.

La eficiencia de la luz emitida por un diodo (LED) es 10 veces mayor que las unidades de fotocurado tradicional: ahorran energía y hacen factible el diseño de una lámpara de fotocurado ligera y fácil de manejar como una pieza de mano tradicional. (TORRE L. A. 2003, Vol. 52 (5))

Esté estudio evaluó las propiedades flexurales de 3 compuestos diferentes, en la mayoría de los casos no se encontró diferencia importante. Sobre la fuerza flexural y modulo entre los polímeros, los compuestos irradiados con LCU halógeno o con un LED-LCU. El módulo de curado se basó en el espectro de absorción del iniciador (conforoquinona) presente en los compuestos. (Stahl F., Stephen H. Ashworth. 2000).

## DESLIZAMIENTO FLEXURAL, DEFORMACIÓN Y RECUPERACIÓN EN LOS COMPUESTOS DENTALES

En el año 2001, J. Vaidyanathan realizó una investigación en donde incluía tres compuestos, cada uno de los cuales representó uno de los tres compuestos comerciales (Midifil, Minifil y un Durafil).

Compuestos de pequeñas partículas en un rango de 2-5, 0.6-1 y 0.04-0.06  $\mu\text{m}$ . respectivamente. Esta clasificación fue propuesta por Bayne y esta basada en la media según en la dimensión de las partículas.

Estos 3 compuestos midifil, minifil y durafil fueron evaluados en su elasticidad, viscoelasticidad y deformación. Los compuestos bajo una tensión constante y de recuperación subsecuente en el levantamiento de la tensión. También se caracterizó a las propiedades mecánicas de los materiales. Un método importante para estudiar la deformación de los materiales de un

polímero, es medir la tensión generada durante un periodo específico de aplicación a una tensión constante apropiada (es decir, deformación).

En los resultados se muestran las diferencias significativas ( $p < 0.0001$ ) entre las resinas. La diferencia entre elasticidad, viscoelasticidad y segmentos viscosos de la deformación dependerán del relleno.

En los resultados de los valores bajos (SD) elástico y viscoelasticidad y componentes viscosos, la deformación global está en mm; respectivamente, bajo una tensión constante de 45 (5) KPa. El midifil es igual a 0.17 (0.03), 0.06 (0.02), 0.03 (0.05) y el chairmas a 0.34(0.1), 0.09 (0.04), 0.14 (0.03).

El durafil 0.68 (0.06), 0.14 (0.03), 0.23 (0.03). Se muestra en los resultados que hay diferencias ( $p < 0.0001$ ). Entre las diferentes resinas la elasticidad, viscoelasticidad y los segmentos viscosos de la deformación, con el sistema de microrrelleno se deforman significativamente. (Vaidyanathan J. & J. Dent., 2001).

## DIFERENTES TIPOS DE CARGAS

- Carga Compresiva: Cuando su efecto es la disminución de la distancia interatómica.
- Carga Traccional: Cuando es el aumento de esa distancia.
- Carga Tangencial: Es cuando el deslizamiento de un plano de átomos se da sobre de otros.

En odontología, la masticación y las técnicas para fabricar dientes o partes de dientes se realizan por la aplicación de cargas.

## EJEMPLOS DE CARGAS

- Cuando se aplica a una barra cargas en sentidos encontrados, ésta disminuye de tamaño pero al mismo tiempo aumenta de grosor.
- Cuando se estira una liga, aumenta su longitud aunque disminuye su ancho y su grosor.
- Si una barra sólida soportada en sus extremos por dos bases, recibe una carga en su superficie superior, se flexionará provocando compresión en los planos superiores y tracción en los inferiores.

Estos ejemplos demuestran que en la práctica no se dan tensiones puras, sino complejas; es decir, que como resultado de una deformación se da otra distinta en otro sentido. Estos fenómenos son aplicables a cualquier carga o deformación. (Barcelo F. & Palma J., 2003)

## ANTECEDENTES MÁS RECIENTES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

FRANKA STAHL, Stephen, en el año 2000, investigó la utilidad clínica de los polímeros en los compuestos dentales y la influencia de la unidad de curado LCU y LED. Aunque tienen algunas desventajas como la disminución en el rendimiento que puede reducir la conversión del monómero y las repercusiones clínicas a largo plazo. Este estudio, evaluó las propiedades flexurales de 3 compuestos diferentes en la mayoría de los casos no se encontró diferencias importantes sobre la fuerza flexural. (Stahl F., Stephen H., Biomaterial, 2000.)

En el año 2001, Vaidyanathan evaluó la elasticidad, viscoelasticidad y deformación de 3 compuestos (midifil, minifil, durafil), bajo una tensión

constante y de recuperación subsecuente al momento de levantarlo o quitarle la tensión. Se midió la tensión generada por un tiempo o periodo especificado en los resultados. Los valores bajos (SD) elástico y viscoelástico y componentes viscosos. La deformación global está en mm., bajo una tensión constante de 45 (5) KPa. El durafil mostró resultados de 0.68 (0.06), 0.1 m (0.68), 0.14 (0.03), 0.23 (0.03). (Vaidyanathan J. & J. Dent., 2001)

En el 2001, Fumiaki Kawon introdujo una nueva generación de resinas compuestas (Artglas, Targis, Estania). El propósito de este estudio fue evaluar el efecto termal del agua en la fuerza flexural. Significativamente, las resinas mencionadas fueron superiores a las resinas compuestas convencionales (dentacolor y cesead) se vieron reducidas en fuerza, pero no en dureza, influidas por los ciclos termales de agua. (Fumiaki K. Takafumi O. & J. Oral Rehabil., 2001)

En el año 2002, Auj Yap Sp. Chandra realizaron estudios para evaluar los cambios en el microfil y sus propiedades flexurales (Filtek A110 y Filtek 250). Después de permanecer en agua los compuestos, se determinó la fuerza flexural a través de una máquina de comprobación universal Instron (modelo 4502). Los resultados Filtek 110 y Filtek Flotable fueron más flexibles que Filtek Z100 y Z250; además el Z100 fue más rígido, Filtek Z100 aumentó el módulo elástico. (Yap. A. Chandra Sp., Chung SM. & Open Dent., 2002)

En el 2003 A. Uj. Yap. T & S.H. TEOH, investigaron las propiedades flexurales y módulo flexural de 4 compuestos de marca comercial (Silux Plus Z100 Ariston y Surfí). Se comprobó que Silux Plus y Ariston obtuvieron fuerzas flexurales más bajas que Z100 y en Surfí no hubo cambios significativos. (Yap A. U. Teoh H. & J. of Oral REhabilitation., 2003)

Nelson Luis Adabo y Carlos Alberto dos Santos Cruz, estudiaron en el 2003, 7 resinas compuestas a través de un método basado en el principio de Arquímedes, el cual se basa en un sólido sumergido en un fluido, se experimentó el volumen de un cuerpo en relación a su masa en el aire y la masa en agua. La resistencia flexural se determinó a través de una máquina de prueba mecánica, con una velocidad de cabezal de 0.75 mm./min. Los compuestos para los dientes posteriores presentaron contracción en las partículas inorgánicas. Las resinas compuestas de menor resistencia flexural fueron Definite y el Solitaire, los de mayor resistencia son el Filtek P-60 y el Z100. (Nelson L.A. Santos C.A., J. of Dentistry., 2003)

En el año 2003, Iwao Ikajima y sus colaboradores estudiaron un híbrido a base de vidrio. Los compuestos híbridos silanizados tienen un alto valor de fuerza flexural (utilizaron la resina matriz: UDMA y EGDMA).

- ✓ Híbrido con relleno de silanización. En estos materiales el relleno consiste en una mezcla de vidrio con partículas de 3.1 y 0.04  $\mu\text{m}$ , y la fracción de relleno varía de 65.2 % o volumen.
- ✓ Compuesto sin silanización, Con un contenido de cristal de 3.1  $\mu\text{m}$  y fracción de volumen 30-51 % en volumen.
- ✓ Material con microrrelleno. Con fracción de volumen (silanizado) de 13.0 volumen.

La fuerza flexural aumentó en los compuestos híbridos con la fracción de 0.522 % volumen. Para los compuestos híbridos la fuerza flexural fue correlativo con la fracción de volumen. (Ikejima I. Nomoto R. & D. Mater., 2003)

En el 2003, William M. Palin y colaboradores, cuantificaron la conversión de un monómero y la fuerza flexural basándose en un oxirano-base (EXL596) comparado con dos marcas comerciales, basándose en metacrilatos (Z100 y Z250). Una hora después de la irradiación Z250 y Z100, fueron mayores que el EXL 596. El DC y BFS de EXL 596 fueron mayores que Z250 y Z100, en la siguiente inmersión de 24 horas. La asociación de FTIR, BFS proporcionaron un método para el análisis cuantitativo de conversión compuesta, basado en una resina de oxirano. (Palin William M. Garry J.P., J. Dentista,, 2003)

En el 2003, Ulrich Lohbaver & Tina Von Dar Horst, evaluaron las propiedades de las resinas compuestas de las restauraciones dentales, bajo la cuasi-estática y la carga cíclica. La evaluación inicial de la fuerza flexural para las resinas compuestas variaron de 55.4 MPa. para el soltairo y 105.2 MPa. para el Filtek Z250. El propósito fue determinar la fuerza flexural de las resinas compuestas bajo condiciones de fatiga, simulando la masticación. (Lohabauer Urich, Horst Tina Vonder & Dental Material., 2003)

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las resinas compuestas autopolimerizables y fotopolimerizables van a sufrir cambios o deformación ante las cargas masticatorias, que se da a través del desplazamiento de los átomos. En la masticación van a intervenir cargas complejas: tangencial, traccional y compresiva, que pueden causar su ruptura. La propiedad flexural de un material es la deformación de los compuestos ante una carga y que ésta, al ser retirada, los átomos regresan a su estado normal.

## JUSTIFICACIÓN

La continúa evolución de las resinas compuestas como material estético de aplicación directa, obliga a conocer sus propiedades mecánicas en el laboratorio, previendo su comportamiento y permanencia en boca durante la masticación.

## OBJETIVO GENERAL

Valorar la resistencia flexural de 3 resinas compuestas autopolimerizables y una fotopolimerizable de diferentes marcas comerciales, por medio de una máquina universal de pruebas Instron.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Valorar la resistencia flexural de la resina compuesta fotopolimerizable Fapordmir Dental de la marca comercial Mirafill <sup>(R)</sup> H, por medio de una máquina universal de prueba Instron.
2. Valorar la resistencia flexural de la resina compuesta Fapordmir Dental autopolimerizable de la marca comercial Mirafill <sup>(R)</sup> SC Microfill por medio de una máquina Universal de pruebas Instron.
3. Valorar la resistencia flexural de la resina compuesta Adaptabond autopolimerizable de la marca comercial Densply, por medio de una maquina universal de pruebas Instron.
4. Valorar la resistencia flexural de la resina compuesta Medental autopolimerizable de la marca comercial Medental Internacional, por medio de una máquina universal de pruebas Instron.

## HIPÓTESIS.

La resina compuesta fotopolimerizable Faprodmir Dental, Mirafill<sup>(R)</sup> H, es de menor resistencia flexural en comparación a las resinas autopolimerizables (Medental, Faprodmir y Adaptabond).

## HIPÓTESIS NULA.

La resina compuesta fotopolimerizable Faprodmir Dental, Mirafill<sup>(R)</sup> H, es de mayor resistencia flexural en comparación a las resinas autopolimerizables (Medental, Faprodmir y Adaptabond).

## MATERIAL Y EQUIPO

1. Dos placas de vidrio. (Portaobjetos)
2. Presillas.
3. Cámara ambientadora.
4. Estufa de temperatura controlada Hanau a 37 ° C.
5. Vernier electrónico Max-Cal.
6. Hacedores de muestra de acero inoxidable.
7. Cronómetro.
8. Pincel para aplicación.
9. Una lámpara LED Freeligth Elipar de 3M ESPE (St. Paul, Minn.). Con un diámetro de 8 mm. en la punta de salida de la fibra.
10. Máquina universal de prueba Instron.
11. Cinta Mylar.
12. Espátulas de plástico.
13. Aceite de silicón.
14. Un estuche de resinas compuestas fotopolimerizables híbridas Faprodmir ® de la marca comercial Mirafill ® H y de una matriz orgánica de Bis-GMA, DDMA, TEDMA de color A 3, lote 020401 y con fecha de caducidad en junio del 2005.
15. Un estuche de resina compuesta autopolimerizable Faprodmir con microrrelleno y de una matriz orgánica BIS-GMA, DDMA, TEDMA de la marca comercial Mirafill ® SC Microfill de color A 2+ A 3, lote 030101 y con fecha de caducidad en diciembre del 2005.
16. Un estuche de resina compuesta autopolimerizable Adaptabond. Restaurador regular de alta concentración de relleno en un 80% y de una matriz orgánica Bis-GMA de la marca comercial Densply lote 45026 y con fecha de caducidad en marzo del 2005.

17. Un estuche de resina compuesta autopolimerizable Medental con una composición cristalina de dióxido de silice y de una matriz orgánica Bis-GMA, TEDMA de la marca comercial Medental Internacional, lote 03101608 y con fecha de caducidad en diciembre del 2006.
18. Lentes con filtro Lite-Shield 500 nm.

## METODOLOGÍA

Se procedió a recortar la cinta mylar y el porta objetos en igual tamaño al hacedor de muestras.

Con la ayuda de un pincel se aplicó aceite de silicón a todo lo ancho y largo del hacedor de muestras, para que los especímenes se despegaran con facilidad. (Figura 1)

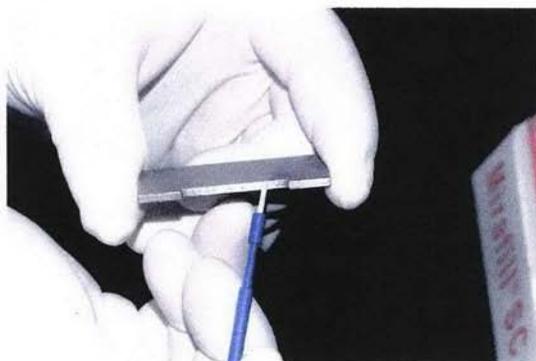


Figura 1. Aplicación de aceite de silicón en el hacedor de muestras.

Se juntaron las dos partes del hacedor de muestras en acero inoxidable, formando un espacio en el centro, con una longitud de 25 mm. y una altura de 2 mm. por 2 mm. de ancho.

Se ensamblaron los hacedores de la siguiente manera: por encima del porta objeto y por debajo del hacedor, se colocó una cinta mylar de igual tamaño, se juntaron las dos partes del hacedor de muestras, y con una presilla se fijaron los extremos del hacedor de muestras, evitando con esto, que se moviera en el transcurso del trabajo. (Figura 2)

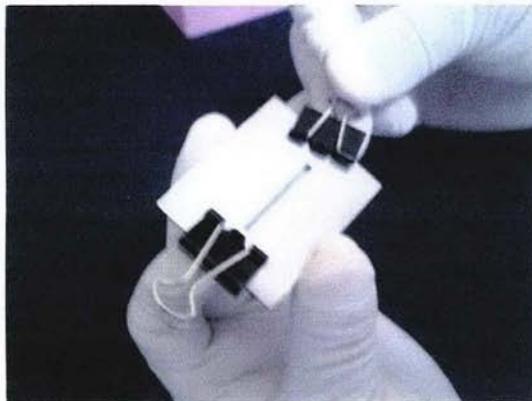


Figura 2. Fijación del hacedor de muestras con presillas.

Se utilizaron 4 marcas comerciales de resinas compuestas: tres autopolimerizables y una fotopolimerizable. (Figura 3)

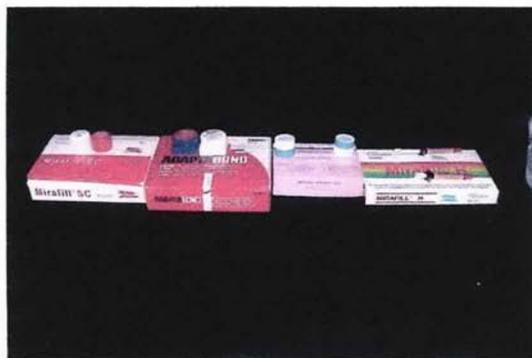


Figura 3. Materiales utilizados para la elaboración de especímenes.

## PREPARACIÓN DE ESPECÍMENES AUTOPOLIMERIZABLE

Se prepararon 4 grupos de resinas compuestas de 5 especímenes por cada grupo, de acuerdo con las instrucciones del fabricante y de la norma No. 27. e ISO 4049.

Para las resinas autopolimerizables se utilizó una espátula de plástico que tiene dos puntas diferentes: una plana y una menos plana, con la cual se retiró del tarro la pasta catalizadora, y con el otro extremo se retiró la pasta base en igual cantidad que la anterior. Ver figura 4

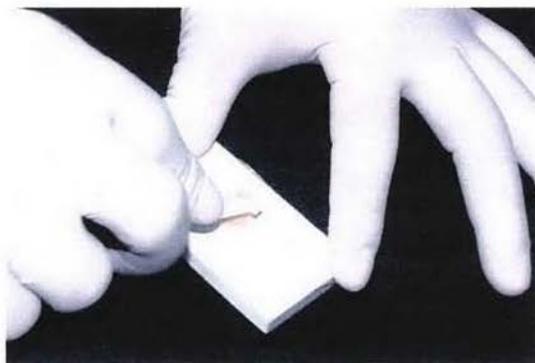


Fig. 4. Mezcla de resinas.

Y con el extremo plano de la espátula se mezcló las dos pastas por un tiempo de 20 segundos. Se efectuó uno o dos espatulaciones por segundo, para obtener la mezcla lo más homogénea posible. Inmediatamente se llenó el hacedor de muestras, se puso por encima del hacedor de muestras una cinta mylar, y por encima de ésta un cubre-objetos de vidrio. Se aplicó una ligera presión para eliminar el exceso del material contenido en el hacedor. Después del mezclado de las resinas compuestas se llevó al hacedor de muestras. (Figura 5.).

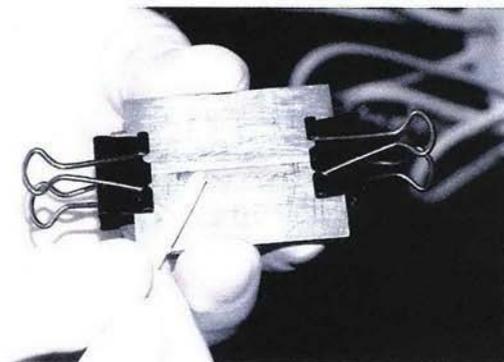


Figura 5.- Llenado del hacedor de muestras.

Esto de acuerdo con la norma No. 27 e ISO 4049, transcurridos 3 minutos a partir del inicio de la mezcla se introdujo a 37° C en una estufa Hanau por 15 minutos. (Figura 6)



Figura 6. Mantenedor de temperaturas a 37° C.

Al cumplirse el tiempo marcado se retiraron las presillas, se eliminaron los excedentes y se almacenó el espécimen en agua destilada. Figura 7.

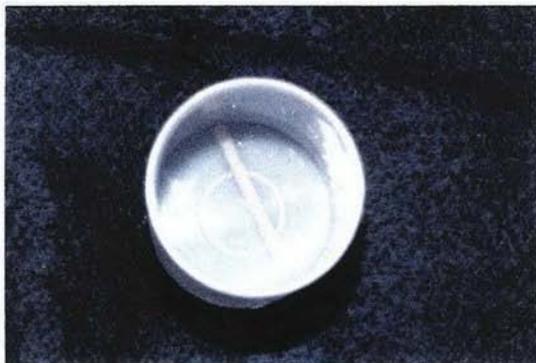


Figura 7. Contenedor con espécimen en agua destilada.

Se almacenó en una cámara ambientadora a una temperatura de 37° C. por 23 horas, 45 minutos y con una humedad al 100%. Figura 8.



Figura 8. Cámara ambientadora de temperatura.

Transcurrida las 23 horas, 45 minutos, los especímenes fueron medidos a lo ancho y alto con un Vernier digital. Figura 9.



Figura 9. Vernier digital

A las 24 horas después del inicio de la mezcla, se transfirieron a la máquina universal Instron para determinar lo siguiente: la resistencia flexural, módulo elástico, desviación estándar y módulo estándar. Figura 10

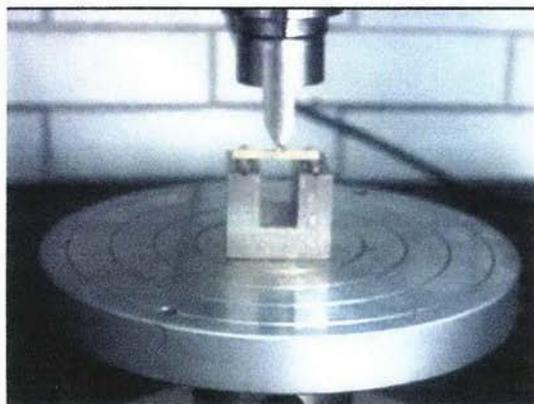


Figura 10. Prueba de resistencia flexural del espécimen en la maquina universal Instron.

## PREPARACIÓN DE ESPECÍMENES FOTOPOLIMERIZABLE.

Se llenó el hacedor de muestras con la resina fotopolimerizable, se empacó y, por encima, se colocó una cinta mylar y sobre ésta un cubre-

objetos de vidrio. Se aplicó ligera presión para eliminar el exceso de material contenido en el hacedor. Figura 11

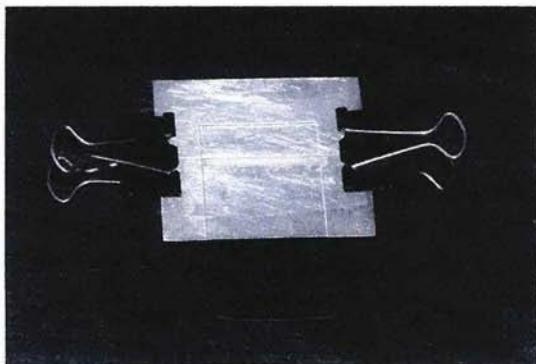


Figura 11. Eliminación del exceso de material en el hacedor de muestras.

Se colocó la ventana de salida de la luz en el centro del espécimen y contra la placa de vidrio. Después de irradiarse por 12 segundos, se movió la ventana de salida de la luz a la sección próxima al centro y se irradió por 4 segundos.

De este mismo modo se irradió la sección más próxima al otro lado del centro. Se continuó con el procedimiento hasta irradiar toda la longitud del espécimen durante el tiempo recomendado de exposición, que es de 20 segundos por cada lado. Figura 12.

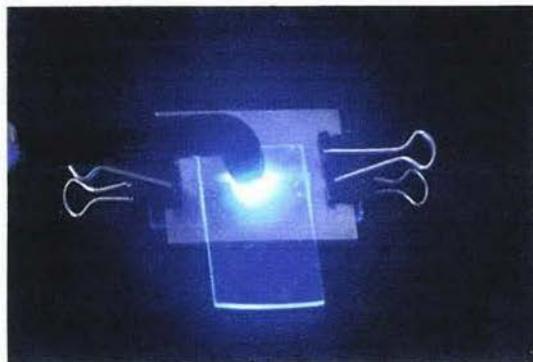


Figura 12. Fotopolimerización de la resina Faprodmir con una lámpara LED.

Se repite el procedimiento de irradiación en el otro lado del espécimen por otros 20 segundos, hasta completar los 40 segundos recomendados por el fabricante.

Se colocó el espécimen en una estufa de temperatura controlada Hanau, manteniéndose a 37 °C. por 15 minutos. Después se retiró el espécimen del hacedor de muestras, se eliminó el excedente y se almacenó en agua destilada a 37 °C, en una cámara ambientadora por 23 horas con 45 minutos.

Después de este tiempo, se midieron con un vernier digital, en lo ancho y altura. Después de 24 horas del inicio de la mezcla, se transfirieron a la máquina de prueba para determinar la resistencia flexural, módulo elástico, y sus desviaciones estándar. Como lo muestran las gráficas 3,4,5 y 6.

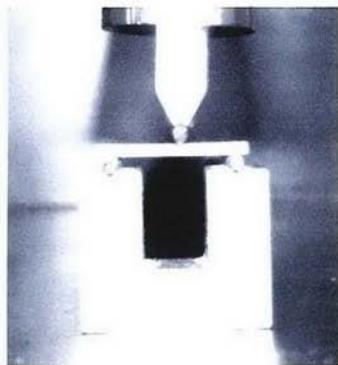


Fig. 13. Espécimen montado en la Máquina Universal Instron.

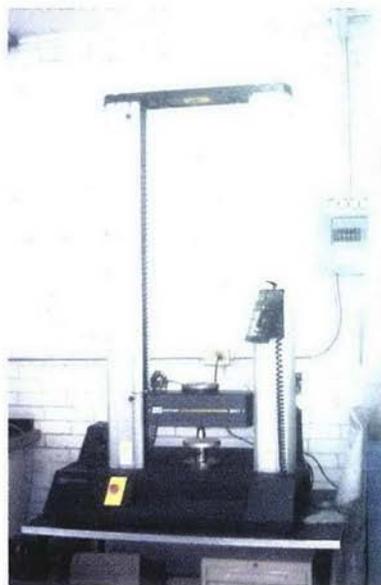


Fig. 14. Máquina Universal de pruebas Instron.

## RESULTADOS

Gráfica 1. Gráfica de la resistencia flexural del valor medio de los 4 grupos de especímenes.

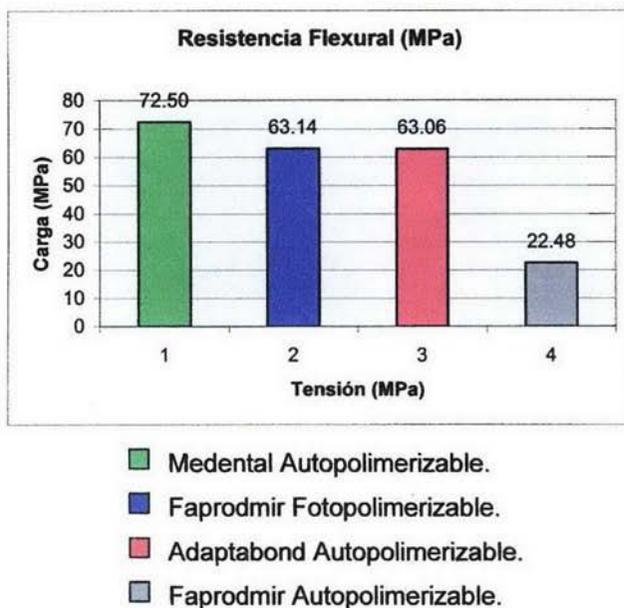
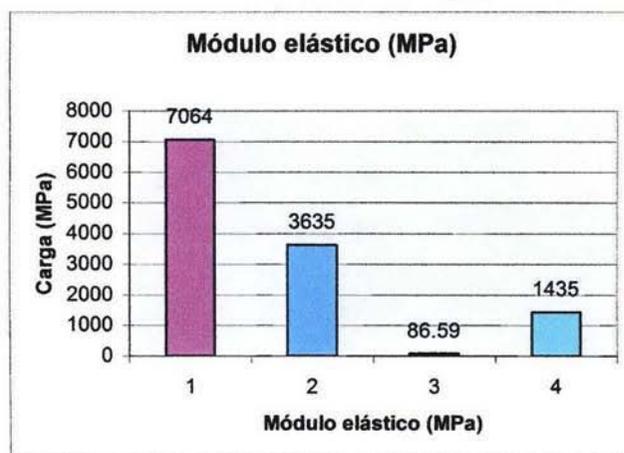


Tabla 1. Resultados promedio de la resistencia flexural y módulo elástico de cada grupo de 5 especímenes.

Tipos de resinas	Resistencia flexural (MPa.)	Módulo elástico en MPa
Medental Autopolimerizable	72.50	7064
Faprodimir Fotopolimerizable	63.14	3635
Adaptabond Autopolimerizable	63.06	8659
Faprodimir Microfill Autopolimerizable.	22.48	1435

Gráfica 2. Grafica del modulo elástico del valor medio de los 4 grupos de especimenes.



- Medental Autopolimerizable.
- Faprodmir Fotopolimerizable.
- Adaptabond Autopolimerizable.
- Faprodmir Autopolimerizable.

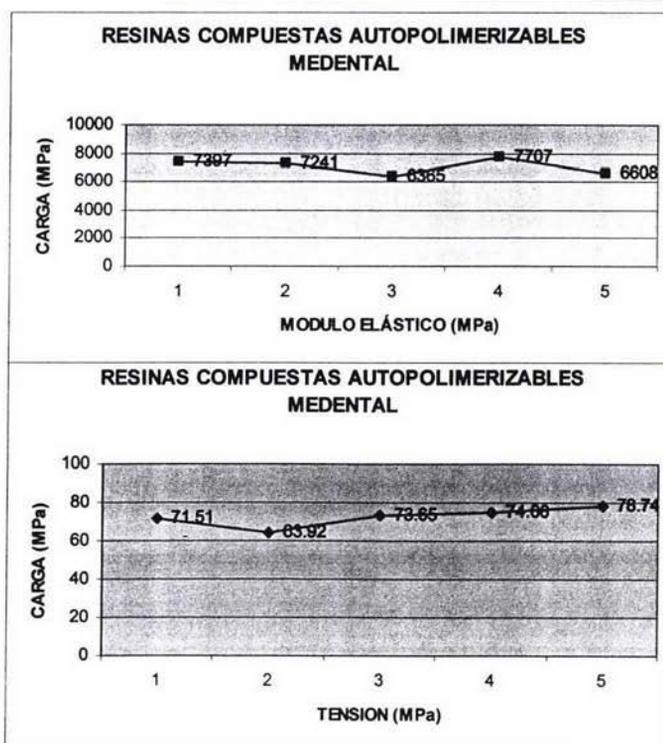
Grafica 3.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas autopolimerizadas Medental

SE REALIZÓ LA PRUEBA EN LA MÁQUINA UNIVERSAL INSTRON A LAS 24 HORAS.

No.	ANCHO	ALTURA	TENSIÓN (MPa.)	MÓDULO ELÁSTICO (MPa)
1	2.24	2.13	71.51	7397
2	2.27	2.14	63.92	7241
3	2.22	2.01	73.65	6365
4	2.24	2.08	74.68	7707
5	2.24	2.04	78.74	6608

PROMEDIO DE LAS 5 MUESTRAS

RESISTENCIA FLEXURAL:	72.50	MÓDULO ELÁSTICO:	7064
DESVIACIÓN ESTÁNDAR:	5.47	DESVIACIÓN ESTÁNDAR:	559



Grafica 4.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas fotopolimerizable Faprodmir

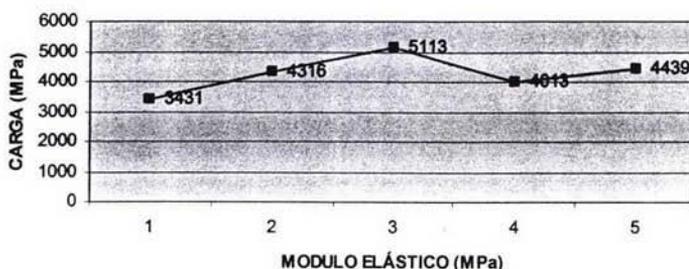
SE REALIZÓ LA PRUEBA EN LA MÁQUINA UNIVERSAL INSTRON A LAS 24 HORAS.

No.	ANCHO	ALTURA	TENSIÓN (MPa.)	MÓDULO ELÁSTICO (MPa)
1	2.15	2.08	76.1	3431
2	2.13	2.00	79.57	4316
3	2.13	2.08	81.05	5113
4	2.10	2.05	71.77	4013
5	2.13	2.09	70.31	4439

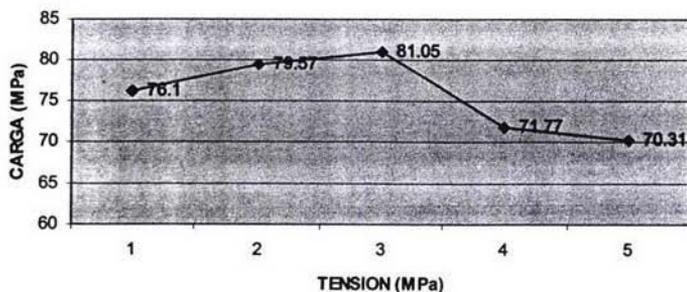
PROMEDIO DE LAS 5 MUESTRAS

RESISTENCIA FLEXURAL:	63.14	MÓDULO ELÁSTICO:	3635
DESVIACIÓN ESTANDAR:	31.18	DESVIACIÓN ESTANDAR:	1884

RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES FAPRODMIR



RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES FAPRODMIR



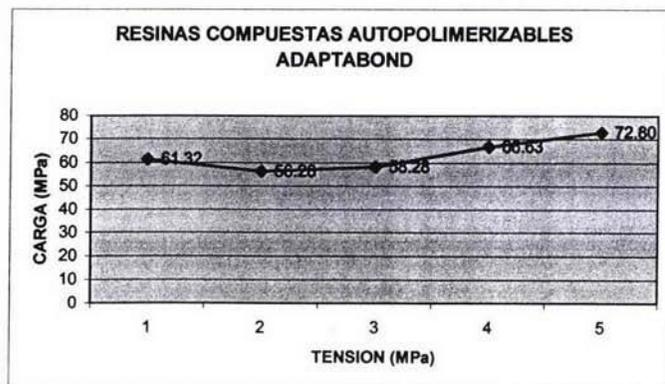
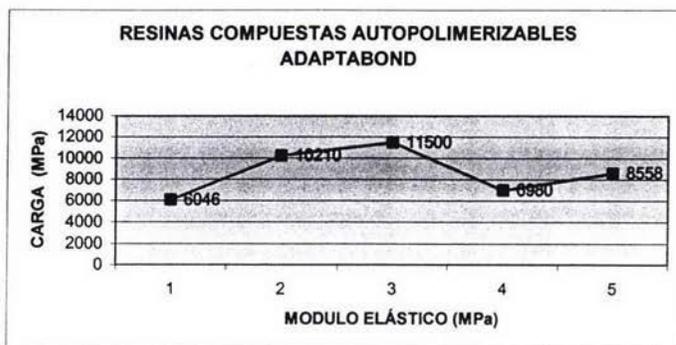
Grafica 5.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas autopolimerizadas Adaptabond

SE REALIZÓ LA PRUEBA EN LA MÁQUINA UNIVERSAL INSTRON A LAS 24 HORAS.

No.	ANCHO	ALTURA	TENSIÓN (MPa.)	MÓDULO ELÁSTICO (MPa)
1	2.19	2.09	61.32	6046
2	2.33	2.08	56.28	10210
3	2.22	2.15	58.28	11500
4	2.31	2.14	66.63	6980
5	2.27	2.00	72.80	8558

PROMEDIO DE LAS 5 MUESTRAS

RESISTENCIA FLEXURAL:	63.06	MÓDULO ELÁSTICO:	8659
DESVIACIÓN ESTÁNDAR:	6.70	DESVIACIÓN ESTÁNDAR:	8659



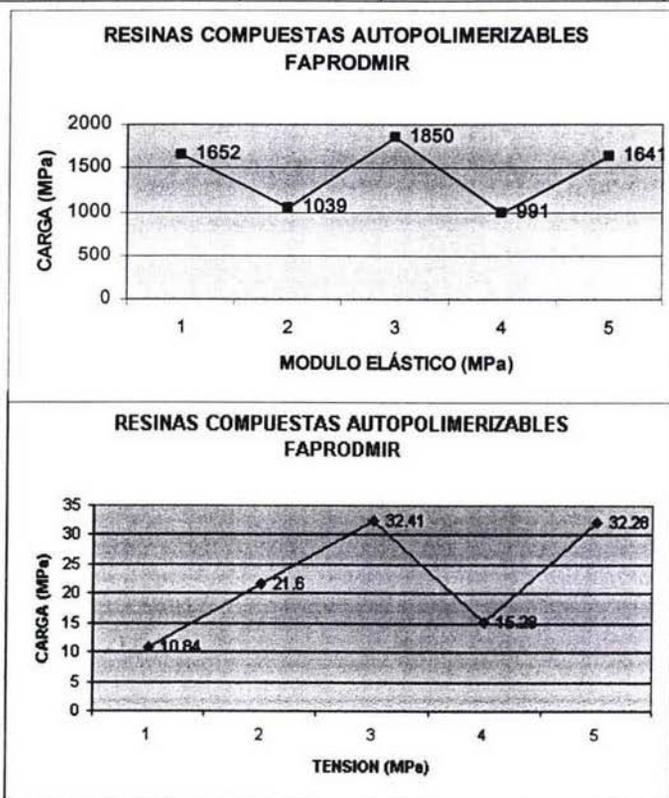
Grafica 6.- Medición de especímenes y resistencia flexural en cada uno de las resinas autopolidizadas Faprodmir

SE REALIZÓ LA PRUEBA EN LA MÁQUINA UNIVERSAL INSTRON A LAS 24 HORAS.

No.	ANCHO	ALTURA	TENSIÓN (MPa.)	MÓDULO ELÁSTICO (MPa)
1	2.29	2.07	10.84	1652
2	2.14	2.07	21.6	1039
3	2.18	2.14	32.41	1850
4	2.18	2.06	15.28	991
5	2.18	2.14	32.28	1641

PROMEDIO DE LAS 5 MUESTRAS

RESISTENCIA FLEXURAL:	22.48	MÓDULO ELÁSTICO:	1435
DESVIACIÓN ESTÁNDAR:	9.78	DESVIACIÓN ESTANDAR:	392



## DISCUSIÓN.

Las cuatro diferentes marcas de resinas compuestas utilizadas en el laboratorio, presentaron variaciones en cuanto a las pruebas realizadas.

Para las resinas fotopolimerizables Faprodimir híbrida, de la marca comercial Microfill<sup>R</sup>, los valores obtenidos en cada espécimen fueron superiores en comparación a las resinas compuestas autopolimerizables con microrrelleno para restauraciones dentales de la misma marca comercial.

En comparación de la resina compuesta fotopolimerizable Faprodimir híbrido con la resina Adaptabond. Se observó la semejanza que tienen en los valores estos dos tipos de resinas (auto y fotopolimerizable). La diferencia es de 0.8 centésimas.

Los valores obtenidos en las resinas fotopolimerizables Faprodimir de la marca comercial Microfill y de la resina compuesta Medental Internacional autopolimerizable, se pudo observar en los resultados obtenidos: que la resina compuesta fotopolimerizable fue inferior en su resistencia flexural en comparación a la Medental Internacional con una variación de 9.36 MPa.

En 1999, Fumiaki Kawano evaluaron el efecto termal del agua y la fuerza flexural de las resinas compuestas Arglass, Targis y Estenia, comparadas con las resinas convencionales dentacolor con microrrelleno. Ellos pudieron concluir que la resistencia flexural fue menor en las resinas compuestas con microrrelle. Este valor flexural que obtuvieron tienen una semejanza con el resultado obtenido en la resina compuesta Faprodimir de la marca comercial Mirrafill que fue de 22.48 MPa.

En el año 2001 I Wao Ikejima investigaron la deformación y el incremento de la fuerza flexural con un relleno inorgánico de 52.2 % y de 9.1% de microrrelleno como composición de relleno híbrido. En el cual pudieron determinar que la resistencia flexural dependerá de la cantidad de relleno que contenga las resinas. Cuanto más relleno mayor resistencia flexural.

Auj. Yap. SP Chandra, en el año 2002, evaluaron los cambios en un microfill y determinaron las propiedades flexurales de los compuestos después de envejecer en agua por un mes y una semana a 37°C. utilizando resinas compuestas Filtek A110 y Z250, los resultados fueron de 66.61 a 147.21 y 68.64 a 142.69 MPa. los valores obtenidos a través de estas pruebas se mantienen en un rango a la obtenida a las resinas compuestas autopolimerizables Medental Internacional y Adaptabond con una resistencia flexural semejante a la Filtek 110 de 63.14 a 72.50 MPa.

En el año 2003, Gelso Luis Adabo y colaboradores investigaron la relación entre el porcentaje de relleno, y tipo de relleno para determinar la resistencia flexural. Se tomaron los porcentajes al 100% como los valores más altos. Se utilizaron 4 tipos de resinas compuestas, para el filtek con un valor de 65.27 MPa.; para el Z100 a 67.26 MPa. y el Tetric Ccran con 57.22 MPa., resultando mayor en la prueba flexural con un 65.27 MPa. para el filtek el cual concluyeron que los nuevos compuestos condensables para los dientes posteriores presentan una concentración de partículas orgánicas similar a aquellos compuestos híbridos pero que no necesariamente presentan una resistencia flexural superior.

Todas las investigaciones realizadas por los diferentes autores fueron hechas de maneras muy diferentes a la de esta investigación. Ellos se

basaron generalmente en el relleno de partículas inorgánicas y en un tiempo mayor a una semana de envejecimiento en agua.

Así mismo, los especímenes fueron hechos utilizando otras marcas comerciales a las utilizadas en este trabajo. Aunque el rango promedio en MPa., de los resultados son similares a las de las resinas compuestas Faprodmir fotopolimerizable Adaptabond, Medental, Faprodmir autopolimerizable.

## CONCLUSIONES

Con los resultados obtenidos se puede llegar a las siguientes conclusiones:

En las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas fotopolimerizables Faprodimir, fue mayor en comparación con la resistencia flexural de la misma marca comercial autopolimerizable Faprodmir y superior también a la Adaptabond.

Pero la misma resina fotopolimerizable Faprodmir fue inferior en resistencia flexural comparada con la resina compuesta Medental Internacional.

Se infiere que la diferencia en la resistencia flexural de las resinas compuestas probadas se deben al tipo de partículas de relleno que presentan, ya que para la resina compuesta faprodmir fotopolimerizable se compone de un relleno híbrido y de una matriz orgánica Bis-GMA, UDMA, TEDMA.

Así mismo, la resina compuesta autopolimerizable Medental presenta rellenos cristalinos (cuarzo, dióxido de silicio) y una matriz orgánica Bis-GMA.

El contenido de relleno inorgánico de la resina Adaptabond es de alta concentración en un 80% y de una matriz orgánica Bis-GMA, UDMA.

Y por último, el relleno en la resina autopolimerizable faprodmir es de microrrelleno y de una matriz orgánica Bis-GMA, DDMA, y TEDMA.

Ya que la matriz orgánica es semejante en cada una de ellas.

## BIBLIOGRAFÍAS

- ANUSAVICE, K.J. 1988, La ciencia de los materiales dentales de Phillips 10ª. Ed. McGraw-Hill interamericana. Pág. 183-310.
- BARCELO F. y Palma J. Conocimientos básicos de materiales dentales. Ed. Trillas, 1ª. Impresión, México D.F. 2003 p. Pág. 37-39
- PHILLIPS R.W. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª. Ed. McGraw-Hill interamericana. Pág. 233-238.
- ESTÁNDAR NACIONAL AMERICANO, Especificación No. 27 de la Asociación Dental Americana.
- FUMIAKI K. Takafumi O. Influence of Thermal cycles in water of flexural strength of laboratory processed composite resin. J oral rehabil. 2001. August 28. (8). Pag. 785-791.
- GELSON L.A. Santos C.A. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composite for posterior teeth J: of Dentistry (2003) 31, 353-359
- IKEJIMA I. Nomoto R. Shear punch strength and flexural strength of model composites with volume filler fraction particle and silanation. D. Mater 2003 may 19(3): 206-11.
- LOHBAUER Urich, Horst Tina Vonder. Flexural fatigue behavior of resin composite dental: restorative. Dental material 19 (2003), pag. 435-440

- PALIN William M. Fleming Garry J. P. Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. J. Dentistry 2003, Julio v-31 (s) Pag. 341-351.
- STAHL F, Stephen H. Ashworth H. Ligth-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: Flexural properties and polymerization potential. Biomaterial 2000 Julio 21 (13): 1379-85
- TORRE L. A. Tecnologie light Emitting-diodes (LED) applicata halla fotopolimerizzazioni delle resine composite. 2003, Vol. 52 (5).
- VAIDYANATHAN J. Flexural Creap deformation and recovering in dental composites. J. Dent. 2001 Nov. 29 (8) Pag. 545-551.
- YAP A. Chandra sp, Chung SM, Lim CT. Charges in flexural properties of composite restoratives after aging in water Oper dent 2002, 27 (5) 468-8
- YAP A. U. Teoh H. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. J of oral Rehabilitation. 2003.30:171-177.

## FE DE ERRATAS

1.- En la página No. 1, primer párrafo debe decir:

A principios del Siglo XXI, la odontología moderna se ha caracterizado por sus avances tecnológicos. En relación a las resinas compuestas, los nuevos materiales han venido a cambiar todos los esquemas tradicionales. Hoy en día la transformación de los polímeros han dejado atrás a una odontología de resinas convencionales. Los nuevos materiales consisten en resinas compuestas con matriz orgánica basada en BIS-GMA, UDMA, TEDMA auto y fotopolimerizable con partículas de relleno macro, micro, híbridas y de nanorrelleno.