



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS MÉDICAS,
ODONTOLÓGICAS Y DE LA SALUD

“VALORACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICAS DE SEIS MATERIALES
RESTAURADORES A BASE DE RESINA COMPOSITE PARA DIENTES
POSTERIORES”

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

P R E S E N T A:

GUILLERMO CERVANTES PÉREZ

DIRECTOR DE TESIS:

DR. FEDERICO BARCELÓ SANTANA

MÉXICO, D.F

2006



Universidad Nacional
Autónoma de México



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

Agradezco a mis padres **SOFÍA** y **JESÚS**
Por haber sembrado en mi la semilla de la superación
Y por su innumerables muestras de apoyo y cariño.

Agradezco a mi esposa **ISABEL**
Por su amable comprensión y por ser mi fuente de amor e inspiración

Agradezco a mis hermanos **GUADALUPE, JESÚS, LOURDES, ALFREDO,**
ISMAEL y ADRIANA por haberme brindado siempre su apoyo, ejemplo y
Optimismo para lograr mis metas

A todos y cada uno de los integrantes de mi familia.

MUCHAS GRACIAS

LOS AMO

ÍNDICE	Página
Resumen	
Introducción	1
1 ANTECEDENTES	3
1.1. La amalgama	3
1.2. Resinas Compuestas.	5
1.2.1. Características Generales	5
1.2.2. Propiedades físicas	7
1.2.2.1. Profundidad de curado	7
1.2.2.2. Sorción de agua y solubilidad	8
1.2.2.3. Encogimiento de polimerización	9
1.2.2.4. Resistencia a la compresión	13
1.2.2.5. Resistencia a la flexión	13
1.2.2.6. Modulo elástico en flexión	15
1.2.2.7. Radiopacidad	16
1.2.2.8. Opacidad	19
1.2.3. Comparación de las resinas compuestas vs otros materiales.	20
1.2.4. Características particulares	23
1.2.4.1. Características de Filtek Z250	23
1.2.4.2. Características de Filtek P60	24
1.2.4.3. Características de Herculite XRV	25
1.2.4.4. Características de Surefil	25
1.2.4.5. Características de Definite	26
1.2.4.6. Características de Solitaire 2	28
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	30
3. JUSTIFICACIÓN.	32
4. OBJETIVOS	33
4.1. General	33
4.2. Específicos	33

5. HIPÓTESIS	34
6. MATERIALES Y MÉTODOS	35
6.1. Materiales	35
6.2. Método	35
6.2.1. Profundidad de curado	36
6.2.2. Sorción acuosa y solubilidad	37
6.2.3. Encogimiento de polimerización	39
6.2.4. Resistencia a la compresión	42
6.2.5. Propiedades de flexión	43
6.2.6. Radiopacidad	45
6.2.7. Opacidad	47
7. RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICOS	49
7.1. Profundidad de curado	49
7.1.1. Análisis estadístico de profundidad de curado	50
7.2. Sorción acuosa	51
7.2.1. Análisis estadístico de sorción acuosa	52
7.3. Solubilidad	53
7.3.1 Análisis estadístico de solubilidad	54
7.4. Encogimiento de polimerización	55
7.4.1 Análisis estadístico de encogimiento de polimerización	56
7.5. Resistencia a la compresión	57
7.5.1 Análisis estadístico de resistencia a la compresión	58
7.6. Resistencia a la flexión	59
7.6.1 Análisis estadístico de resistencia a la flexión	60
7.7 Módulo elástico en flexión	61
7.7.1. Análisis estadístico de módulo elástico en flexión	62
7.8. Radiopacidad	63
7.8.1 Análisis estadístico de radiopacidad	64
7.9. Opacidad	65
8. DISCUSIÓN	66

8.1. Profundidad de curado	66
8.2. Sorción acuosa	67
8.3. Solubilidad	69
8.4. Encogimiento de polimerización	70
8.5. Resistencia a la compresión	72
8.6. Resistencia a la flexión	73
8.7. Módulo elástico en flexión	75
8.8. Radiopacidad	77
8.9. Opacidad	80
9. CONCLUSIONES	84
10. BIBLIOGRAFÍA	

RESUMEN

En este trabajo se valoraron y compararon seis marcas diferentes de resinas compuestas (Filtek Z 250 (3M), Filtek P60 (3M), Definite (Degussa Húls), Solitaire 2 (Kulzer), Surefil (Dentsply) y Herculite XRV (Keer), con la metodología de la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA en pruebas como profundidad de curado, sorción acuosa, solubilidad, encogimiento de polimerización, resistencia a la compresión, resistencia a la flexión, módulo elástico en flexión, radiopacidad y también se determinó la opacidad de cada una de estas resinas.

Entre las resinas que obtuvieron los valores más altos en algunas de las pruebas se encuentran: Herculite XRV en la prueba de profundidad de curado (2.76 mm), Solitaire 2 en la prueba de resistencia a la compresión (211.92 MPa), Filtek P60 en la prueba de resistencia a la flexión (120.22 MPa), Filtek Z250 en la prueba de módulo elástico en flexión (28.324 GPa), Filtek P60 en la prueba de radiopacidad (0.79 densidad óptica).

Por otro lado entre las resinas que obtuvieron los valores más bajos en algunas de las pruebas se encuentran: Definite en la prueba de sorción acuosa (7.69 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), Filtek P60 en la prueba de solubilidad (0.21 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), Filtek Z250 en la prueba de encogimiento de polimerización (1.63%)

Se observó que todas las resinas cumplen con la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA, para ser usadas como material restaurador para dientes posteriores.

INTRODUCCIÓN

Durante más de 100 años, la amalgama ha sido el material más aceptado universalmente para restauraciones directas en los dientes posteriores. Sin embargo, debido a la creciente problemática acerca de los efectos derivados de su contenido en mercurio, se ha reevaluado recientemente su uso, aunque la mayoría de las afirmaciones no se han confirmado científicamente y la amalgama aún demuestra validez clínica, hay una tendencia consolidada entre los dentistas para limitar sus indicaciones. Una contribución a esta tendencia ha sido la introducción de medidas legislativas de tipo restrictivo, que en algunos países europeos están reduciendo el uso de la amalgama, por las desventajas que esta implica como:

Dificultad para controlar y desechar los residuos.

Falta de adhesión a los tejidos dentales, requiriendo preparaciones dentales más invasivas.

Ausencia de estética, por ser de color metálico.

En este sentido y como alternativa de la amalgama, se usan las incrustaciones de oro, sin embargo muchos pacientes y dentistas no desean el oro por su elevado costo.

Las incrustaciones de porcelana y de resina compuesta pueden usarse con éxito, sin embargo estas modalidades de tratamiento no pueden considerarse alternativas a la amalgama dado que requieren preparaciones más extensas, fabricación indirecta y múltiples visitas, trayendo consigo elevados costos para el clínico y paciente lo que evita que sean opciones viables.

Actualmente se usan las resinas compuestas o “composites” indicados para la restauración directa de dientes posteriores, que poseen los atributos clave de la amalgama: preparación sencilla de cavidades, colocación en una visita, empacable, buena resistencia y durabilidad, fácil de pulir, además de ser

altamente estéticas y proporcionar al paciente la sensación de una restauración natural.

Estas resinas compuestas para dientes posteriores se presentan en el mercado fabricadas por diferentes compañías dentales que manifiestan tener insuperables propiedades físicas en sus productos, pero hasta que punto es cierto lo que mencionan, de ahí que el presente trabajo proporciona una valoración realizada en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Postgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM, según la Especificación No. 27 de la American National Standard/American Dental Association (ANSI-ADA), acerca de las propiedades físicas de seis marcas diferentes de resinas compuestas indicadas como restauradores directos para dientes posteriores, con el fin de que el clínico cuente con datos reales de las características físicas de cada una de estas resinas para que lo lleven a tomar una mejor decisión sobre el material que usará en algún caso específico.

De ahí que el presente trabajo persiguió el objetivo fundamental de la Maestría, aprender a hacer investigación en base a recolectar información, aprender técnicas y métodos para obtener resultados, interpretarlos y analizarlos para poder hacer discusiones, comentarios y así llegar a conclusiones que nos orienten hacia la creación de conocimiento..

1. ANTECEDENTES

1.1. La amalgama dental

Una amalgama dental es un tipo especial de aleación de mercurio, plata, cobre y estaño que puede contener paladio, cinc y otros elementos para mejorar características clínicas de manejo. Para producir una amalgama dental se debe mezclar el mercurio con polvo de la aleación de amalgama (1)

Como hace referencia Brown, un grupo similar de materiales fue comparado por Mjor, y encontró que el diagnóstico clínico de caries secundaria fue la razón principal de reemplazo de todo tipo de restauraciones, la amalgama mostró un rango significativamente mas alto de diagnóstico clínico de caries que las resinas o los cementos de ionómero de vidrio. El tiempo promedio en que el cambio se hace necesario para una amalgama es de nueve años, para las resinas compuestas es de seis años, para los cementos de ionómero de vidrio es de tres años (2).

Para algunos materiales dentales, hay estándares que los fabricantes deben reunir para comercializar estos materiales. Estos estándares documentan una lista de protocolos de prueba y resultados requeridos para que sean considerados como un material viable. Para valorar física y mecánicamente a la amalgama se usan las normas internacionales ADA e ISO. Desde 1934 con los estudios de Black se inicia con esta norma, la número 1, la normalización de los productos dentales y su investigación.

El estándar general que aplica a las resinas compuestas es la Especificación Número 27 de resinas con material de relleno de la A.N.S.I / A.D.A aprobada por el Consejo de Materiales, Instrumental y Equipo Dental de la Asociación Dental Americana (3).

1.2. Resinas compuestas

1.2.1. Características generales.

Entre los materiales compuestos a base de resina se encuentran las resinas compuestas, también llamadas composites, que están formadas por una matriz de resina, agentes de acoplamiento y por partículas de relleno (1)

Para la matriz de resina se usan monómeros que son dimetacrilatos como el bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis GMA) que es de alto peso molecular, el dimetacrilato de uretano (UDMA) que también es de alto peso molecular y el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) que es un diluyente de bajo peso molecular. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra enlace cruzado entre cadenas. Esto da por resultado una matriz más resistente a la degradación por los disolventes (1)

La incorporación de partículas de relleno a la matriz mejora significativamente todas sus propiedades físicas. Todos estos cambios ocurren con aumento de la fracción de volumen de relleno (1).

Las partículas de relleno son producidas comúnmente por pulido o trituración de cuarzo o vidrio en tamaños que oscilan entre 0.1 y 25 μm . Los compuestos se clasifican sobre la base del tamaño promedio del principal componente de relleno. Para incorporar máxima cantidad de relleno en la matriz de resina se necesita una mejor distribución del tamaño de las partículas, donde se puedan distribuir mejor las cargas. Las partículas inorgánicas de relleno significan 30 a 70% en volumen o 50 a 85% en peso del compuesto. En los compuestos condensables es $> 80\%$ en peso (1).

Las resinas compuestas continúan atrayendo la mayor atención como restauradores estéticos anteriores y como la dominante alternativa a la amalgama para restauraciones directas de dientes posteriores (2).

Actualmente la utilización de resinas compuestas se ha generalizado, aunque la norma las divide en autopolimerizables, fotopolimerizables y duales, en esta investigación nos enfocamos a las fotopolimerizables por ser las más empleadas actualmente.

1.2.2. Propiedades físicas y mecánicas

1.2.2.1. Profundidad de Curado

La profundidad de curado es una característica muy importante debido a que mide hasta donde penetra la luz para efectuar la fotopolimerización del material. Un valor alto de profundidad de curado permite que la resina compuesta se coloque en incrementos grandes, lo que reduce el tiempo de trabajo clínico. Se determina en milímetros y no debe ser menor a 1 mm, y en ningún evento, no más de 0.5 mm por abajo del valor establecido por el fabricante, según la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA.(3).

Al obturar una pieza dental, se deben colocar y fotopolimerizar capas de resina no mayores a 2 mm de grosor. Es sumamente importante que la resina polimerice totalmente ya que de lo contrario podría quedar material blando sin polimerizar en la parte más profunda y una capa polimerizada y dura en la superficie, que traería como consecuencia el fracaso de la obturación, ya que no tendría garantizada una adecuada resistencia ante las fuerzas de la masticación; por esta razón es importante respetar la polimerización en capas y asegurarse que la resina que se utiliza tenga una profundidad de polimerización de 2 mm o mayor (4).

Para que se inicie la fotopolimerización es necesario que la resina contenga una amina que actúe como activador con la presencia de luz visible en una longitud de onda de aproximadamente 470 nanómetros (nm), para que se produzca un estado de excitación del fotoiniciador, interaccione con la amina y se formen radicales libres que inicien la polimerización; el fotoiniciador comúnmente utilizado es la canforoquinona en aproximadamente 0.2 % en peso (1,5).

La concentración de partículas de relleno entre más alta, incrementa la profundidad de curado de una resina (6). Los pigmentos y opacificadores juegan un papel importante en este comportamiento

Estudios realizados por Jandt 2000 (7), reportan valores de 3.20 mm de profundidad de curado para el tono A2 de la resina compuesta híbrida Spectrum TPH (Dentsply) al ser evaluada mediante el estándar ISO 4049 .

1.2.2.2. Sorción de agua y solubilidad

La sorción de agua está relacionada con la hidrofobicidad (que no se humecta fácilmente) de la matriz. Los composites en base a matrices hidrofóbicas (Ej.: BIS - EMA) muestran baja sorción de agua, mientras que las matrices hidrofílicas (Ej.: TEGDMA muestran mayor sorción de agua. (8)

El volumen de agua que absorbe un material está determinado por su contenido de monómeros hidrofílicos (tienen la facilidad de absorber agua) (9).

La absorción de agua es de crucial importancia para determinar el deterioro de las resinas compuestas, debido a que la absorción de agua es un proceso de difusión controlada por la matriz de la resina que puede guiar a la degradación y rompimiento del enlace de la capa intermedia de relleno-matriz. El resultado puede deteriorar las propiedades mecánicas. (10).

En cuanto a la solubilidad, las resinas compuestas son consideradas estables en el medio oral (11). La solubilidad se evalúa a partir de determinaciones de pérdida de masa en función del tiempo (11). La humedad en el medio oral puede causar degradación química y erosión de resina compuesta debido a la hidrólisis del monómero. La sensibilidad de los materiales dentales de resina compuesta a la degradación química depende de los monómeros constituyentes de la matriz de resina y el grado de su enlace. Además, el tipo de relleno y su fracción de volumen pueden afectar la absorción de agua y la solubilidad (8).

La Especificación No. 27 de la ANSI/ADA señala que la sorción acuosa de las resinas no debe ser mayor a $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ y la Solubilidad no debe ser mayor a $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ (3).

1.2.2.3. Encogimiento de polimerización

Las resinas compuestas se contraen durante la polimerización, principalmente debido a que las unidades monoméricas del polímero están localizadas dentro de una distancia de enlace covalente una de otra, las cuales durante la polimerización se cierran más (12).

Brown (2) refiere que según Peutzfeld, las principales deficiencias de las actuales resinas compuestas son la contracción por polimerización y la insuficiente resistencia al desgaste bajo altas fuerzas masticatorias. Ambos factores son altamente influenciados por el monómero, y considerables esfuerzos están siendo realizados alrededor de todo el mundo para reducir o eliminar esta indeseable propiedad.

Una grave consecuencia del factor de contracción es con respecto a los espacios formados debajo de las resinas compuestas (2,13). Según Brown (2) en

una investigación de Ciucchi ninguno de los materiales o técnicas investigadas garantizó una interface libre de espacio, pero las cavidades tratadas con adhesivo dentinario consistentemente disminuyeron ese espacio, lo cual es favorable.

La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz de resina, mejora significativamente sus propiedades. Las resinas compuestas tradicionales se contraen en el rango de 2-3 % (14).

Con el propósito de restaurar los dientes de tal forma que no presenten microfiltraciones, se deben minimizar los cambios dimensionales que afectan la interfase diente-restauración. Una de las deficiencias de los materiales dentales a base de resina es la contracción de polimerización (15 - 17).

Usualmente la contracción de polimerización se determina linealmente. Métodos de medida para la contracción de polimerización incluyen la dilatación volumétrica (18), usando agua o mercurio; las aplicaciones de los principios de Arquímedes, el uso del linómetro, así como la técnica del disco deflector (16, 19 - 22).

La técnica del disco deflector es un método de determinación indirecta, que calcula la contracción lineal "post-gel" de un disco deflector contenido dentro de un anillo de latón con un disco de resina compuesta centralmente localizado (15, 16).

Valores de la contracción volumétrica de resinas compuestas dentales han sido reportados entre el 1.5% y 2.5%. mediante un método simple de sin – contacto denominado, método del gas pycnómetro, este método emplea un medidor del desplazamiento de gas que permite medir el volumen de una muestra de resina previamente y posterior a la polimerización para que la contracción de polimerización pueda ser determinada en un medio ambiente seco (17). Mediante

este método la resina Prodigy (Kulzer) registro 2.47%, Charisma (Kulzer) registro 2.04%, así como Z100 (3M) registro 2.47% (17).

1.2.2.4. Resistencia a la compresión

Es el esfuerzo máximo requerido para romper un material cuando se presiona (fuerzas opuestas aplicadas entre sí) (24), o bien la resistencia que ofrece el material a la compresión y ésta debe ser equivalente a la del esmalte para soportar las fuerzas oclusales compresivas durante la masticación. La resistencia compresiva del esmalte dentario en los molares es de 261 MPa, mientras que la resistencia compresiva de la dentina en los molares es de 305 MPa (1). Por otra parte la resistencia compresiva de la amalgama se reporta que es de 423 MPa y la de los materiales compuestos híbridos de 300-350 MPa (1). Los valores de resistencia están relacionados usualmente con el contenido de relleno y su composición (1).

Las resinas fotocurables tienen la característica de una alta resistencia a la compresión, se han reportado valores para diferentes marcas como: Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) con 221 MPa, Herculite XRV (Kerr) con 261 MPa, Z100 (3M) con 264 MPa, TPH (Dentsply) con 245 MPa, Charisma (Heraeus, Kulzer) con 282 MPa (25).

1.2.2.5. Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión es el esfuerzo máximo de un material bajo cargas de flexión (26).

La especificación No. 27 de la ANSI/ADA señala como requisito que el valor de resistencia a la flexión de las resinas debe exceder 50 MPa (3).

Al aplicar una fuerza externa a un material, se produce una deformación que modifica sus dimensiones; y esto se mide generalmente por el cambio de unidades de longitud, ya sea que aumente o disminuya, dependiendo de la distensión o compresión del material; la deformación puede ser elástica o plástica, es decir si el material vuelve a su dimensión original al cesar la carga se trata de una deformación elástica, si la deformación es permanente se trata de una deformación plástica (1, 26, 27).

Incrementando el contenido de relleno y reduciendo el tamaño promedio de partícula ha sido el método para producir resinas compuestas para restauraciones posteriores, llamadas resinas compuestas empacables y a veces también llamadas resinas compuestas condensables. Sin embargo, estas resinas compuestas no son aún tan fáciles de manipular como la amalgama, asociado con el problema de la sensibilidad a la técnica y la colocación incremental (31).

Se han reportado valores de 132.6 MPa en resistencia a la flexión y de 11.0 Gpa en el módulo elástico en flexión de la resina Herculite XR (Keer).(Ferracane) Por otro lado se han reportado valores de 81.6 Mpa en resistencia a la flexión y de 4.4 Gpa en módulo elástico en flexión para la resina Solitaire, de 103.0 Mpa en resistencia a la flexión y de 6.3 Gpa en módulo elástico en flexión para la resina Definite, y de 132.0 Mpa en resistencia a la flexión y de 9.3 Gpa en módulo elástico en flexión para la resina Surefil (31).

Por otra parte las actuales diferencias en sistemas monoméricos similares son encubiertas por el hecho que los materiales difieren en muchos otros aspectos, como el tipo y cantidad de relleno y el tipo y cantidad de iniciadores, el hecho es que pueden ser mas determinantes para las propiedades que la propia naturaleza del copolímero, Sin embargo, esto no implica que la elección del sistema monómero sea insignificante. En un estudio realizado por Assmussen (32), los resultados in vitro en el que todos los componentes del sistema se mantuvieron constantes, sugiere que las resinas compuestas basadas en UEDMA tienen

mejores propiedades mecánicas comparadas con las resinas compuestas basadas en BisGMA. Así mismo se ha observado que la substitución de BisGMA o TEGDMA por UEDMA resulta en un incremento en la resistencia a la flexión, y la substitución de BisGMA por TEGDMA disminuye la resistencia a la flexión y aumenta moderadamente el módulo elástico en flexión (32).

1.2.2.6. Módulo elástico en flexión

El módulo elástico en flexión, es una medida de la elasticidad del material (la cantidad de unidades de carga para producir una unidad de deformación. Mide la fragilidad del material y además denota la tendencia a la fractura de un material. Un módulo muy alto indica que el material es frágil y puede fracturarse (30).

El módulo elástico en flexión también llamado rigidez de la resina, depende de la cantidad de relleno y se incrementa exponencialmente con el volumen de la fracción de relleno. A mayor volumen de la fracción de relleno, mayor módulo elástico. La rigidez es importante en donde hay fuerza de compresión involucradas como en la masticación (27).

Es probable que el bajo módulo elástico en flexión de las resinas de microrelleno reduzca el esfuerzo de la dentina y la adhesión a la restauración ya que en un estudio se encontró que el rango de falta de adhesión en restauraciones de clase V fue mayor para resinas de partículas de tamaño fino comparadas con las de microrelleno (33).

El módulo elástico en flexión apropiado para una resina debe ser comparable o mayor al de la amalgama y la dentina (34,35). La dentina tiene 18,500 MPa de acuerdo a Craig (1989) citado por Willems (34).

1.2.2.7. Radiopacidad

La importancia de la radiopacidad de una resina es que se pueda diferenciar caries, o el material usado de base e identificar los contornos de la restauración, las sobreextensiones o las deficiencias en el sellado marginal del material.

Algunos investigadores (36) han mencionado que la radiopacidad de las resinas difiere significativamente entre una marca comercial y otra, para Cook el voltaje del aparato de RX y el grosor de la muestra tienen una influencia significativa en la radiopacidad de los materiales, mientras que para Chan se deben colocar cristales de metales pesados para lograr la radiopacidad deseada (36-38).

La diferencia de la radiopacidad que se presenta en una restauración al colocar la radiografía en un densitómetro depende de la diferencia de absorción de radiación de la restauración, el grosor de la restauración, composición y el ángulo en que incide el rayo, ésta es la razón por la que en algunos estudios encontraron que era más fácil ver la radiopacidad de las resinas en dientes anteriores que en posteriores, ya que la incidencia del rayo en anteriores y el espesor de las resinas, lo permite mejor que en dientes posteriores (39).

Las resinas valoradas tienen diferentes elementos radiopacos que se muestran en la Tabla 1.1

TABLA 1.1 Elementos radiopacos de las resinas valoradas

Resina	Filtek Z250	Filtek P60	Herculite XRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
Elementos que contiene	- Zirconio Sílice Aluminio	.- Zirconio Sílice Aluminio	Bario - Sílice Aluminio	Bario - Sílice Aluminio	Bario - Sílice -	Bario - Sílice Aluminio

1.2.2.8. Opacidad

La opacidad de las resinas compuestas tiene que ver con el fenómeno del color en el que se involucran tres dimensiones: el tono, el valor y el color. El tono: que describe el color dominante de la resina, por ejemplo, rojo, amarillo, gris. El valor: es la claridad u oscuridad de una resina, que se incrementa hacia arriba (más claras o más blancas) y disminuye hacia abajo (más oscuras o más negras.) El color: representa el grado de saturación de un tono de una resina, cuanto más alto el color más intenso, cuanto más bajo más pálido.

La opacidad de las resinas compuestas se evalúa por comparación de dos vidrios opalescentes estándar ($C_{0.70} = 0.35$ y 0.55 , respectivamente) cuando se colocan en una superficie con un fondo de rayas blancas y negras y se cubren con una película de agua. Los valores de opacidad se registran como: menor a 0.35 , entre 0.35 y 0.55 o mayor a 0.55 (3).

1.2.3. Comparación de las resinas compuestas con otros materiales

Desde 1968, las resinas compuestas en las restauraciones dentales de clase II han sido promovidas por los fabricantes. Las primeras fórmulas de resina compuesta tenían partículas de relleno de tamaño grande y otros problemas con sus propiedades físicas, y estas degeneraron rápidamente

La resina compuesta ha sido aceptada por miles de clínicos como una adecuada restauración para restauraciones intracoronales de tamaño pequeño y mediano.

Comparando las resinas compuestas con cementos de ionómero de vidrio modificados, la mayor desventaja de estos cementos es la sensibilidad a la técnica, así como la mezcla y las propiedades de manejo que algunas veces motivan la reducción en la resistencia mecánica de las restauraciones (40).

Hoy en día, aproximadamente el 20% de las restauraciones intraorales en los Estados Unidos son de color dental, y un creciente porcentaje de dentistas están excluyendo la amalgama de sus prácticas por varias razones. En los Estados Unidos, la restauración dental más comúnmente usada es la amalgama y la resina compuesta directa está en segundo lugar (41).

Para cubrir estas desventajas, los compuestos de resina poliácidas modificadas, llamadas compómeros han sido desarrollados. Un compómero es una pasta compuesta de un vidrio ácido soluble en una matriz de un poliácido carbónico polimerizable y otras resinas (42).

1.2.4. Características particulares de las resinas valoradas en este estudio, de acuerdo a información proporcionada por los fabricantes.

1.2.4.1. Características de “Filtek Z250” (3M).

El nuevo sistema de resina 3M, el restaurador universal Filtek Z250, consiste de tres componentes principales. En el la mayoría de TEGDMA (Trietilen glicol dimetacrilato), ha sido reemplazada con una carga de UDMA (dimetacrilato de uretano) y Bis-EMA (6) (bisfenol A dieter polietilenglicol dimetacrilato) que contiene, un promedio de 6 grupos de óxido de etileno por cada grupo de bisfenol

A. Dos de estas resinas son de alto peso molecular y por lo tanto tienen bajas uniones dobles por unidad de peso. Sin embargo el alto peso molecular de la resina resulta en menor contracción. Adicionalmente la resina BIS-EMA (6) imparte gran hidrofobicidad y es menos sensible a los cambios atmosféricos.

1.2.4.2. Características de “Filtek P60”(3M).

Según datos proporcionados por el fabricante, el nuevo sistema de Restauración Posterior Filtek P60 (3M) consiste en su mayoría de 3 componentes.

En Filtek P60 la mayoría de TEGDMA ha sido reemplazada con UDMA y Bis-EMA(6)¹. Ambas resinas son de alto peso molecular y por lo tanto tienen menos enlaces dobles por unidad de peso. Los materiales con alto peso molecular también tienen repercusión por su gran viscosidad. El alto peso molecular de la resina resulta en menos contracción, reduce el envejecimiento. Adicionalmente esta resina imparte hidrofobicidad y es menos sensible a los cambios atmosféricos.

1.2.4.3. Características de Herculite XRV (Kerr)

Según datos proporcionados por el fabricante, es una resina compuesta microhíbrida de igual composición que su antecesor Herculite XR, la única diferencia entre Herculite XR y XRV es que XR corresponde a la gama de colores Bioform y XRV a la gama de colores Vita.

La compañía Kerr proporciona la siguiente formulación para XRV HERCULITE:

Bis-GMA.

TEGDMA.

E-BIS-GMA (bisfenol A etoxilado de dimetacrilato).

UV-9 (2-Hidroxi-4-metoxibenzofenona).

BHT (2,6-Di[*t*-Butil]-4-metilfenol).

CQ (1,7,7-trimetilbicyclo- [2,2,1]-Hepta-2,3-diona).

ODMAB (2-[etilhexil]-4-[dimetilamino] benzoato).

1.2.4.4. Características de “SUREFIL”(Dentsply)

Según datos proporcionados por el fabricante, este material compuesto posterior es un restaurador de alta densidad que ofrece una manipulación muy parecida a la amalgama.

Los componentes de relleno de Surefil consisten en una mezcla de cristales de bario fluoro aluminio borosilicato y sílice de diferentes distribuciones de tamaño de partícula y morfología. Con un tamaño promedio de 0.8 μm combinado con una carga de relleno de cerca del 79%.

1.2.4.5. Características de “DEFINITE” (Degussa Húls).

Según datos proporcionados por el fabricante, en los compuestos (composite), los principales representantes de los materiales moldeables para empaste con color dental, se han desarrollado en los últimos 30 años casi exclusivamente en el campo de los materiales de carga de relleno (macro-carga; micro-carga; híbrido de vidrio superfino).

La nueva matriz inorgánica de ORMOCERA, compuesta de polisiloxano cerámico (cadenas de silicio-oxígeno) contiene ya antes del endurecimiento mediante la luz, una red de polisiloxano biocompatible y de baja contacción. En las resinas compuestas y compómeros habituales, los monómeros orgánicos (metacrilatos) se polimerizan hasta que reciben la luz – con el resultado de una

elevada contracción. Según Degussa, Húls su producto DEFINITE reporta la composición estándar que se muestra en la tabla 1.3 y en la tabla 1.4.

TABLA 1.3 Matriz de la resina Definite (Degussa Húls) *

Componente	% en peso	Tamaño promedio de partícula (μm)	Función
<ul style="list-style-type: none"> • Polisiloxanos funcionalizados por metacrilatos. • Dimetacrilatos 	23.0	---	<ul style="list-style-type: none"> • Biocompatibilidad encogimiento, manipulación, abrasión. • Manipulación y óptica.

* Datos proporcionados por el fabricante.

TABLA 1.4 Partículas de relleno de la resina Definite (Degussa Húls) *

Rellenos	% en peso	Tamaño promedio de partícula (μm)	Función
• Vidrio de bario	68.1	1.0	Resistencia mecánica, abrasión, radiopacidad, pulido
• Aerosiles	5.1	< 0.1	Manipulación, relleno.
• Apatita modificada	3.0	1.5	Liberación de fluoruro
• Pigmentos	0.8	—	Color dental
TOTAL	77% peso	Tamaño promedio de partícula 1.5 μm	

* Datos proporcionados por el fabricante

1.2.4.6. Características de “SOLITAIRE 2” (Heraeus Kulzer).

Según datos proporcionados por el fabricante, Solitaire 2 es un innovativo polividrio condensable para restauraciones en dientes posteriores con material de relleno único con una nueva tecnología de matriz. La matriz está hecha de monómeros de polividrio y biocompatible con la siguiente composición para su matriz orgánica:

UDMA.

BIS – GMA.

TEGDMA.

Monómeros Tetrafuncionales.

En base a que los fabricantes de estas resinas compuestas informan de características ideales para su uso en dientes posteriores, el objetivo de este estudio fue valorarlas de acuerdo a los parámetros y métodos indicados en la Norma No. 27 de la A.D.A. en la hipótesis de que todas ellas cumplieran con los valores exigidos por la norma y de que existirán algunas variantes en valores dentro de éstas.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Recientemente se han llevado a cabo grandes esfuerzos en investigación dedicados al desarrollo de un material restaurador que no sólo sirva como alternativa clínica a la amalgama, sino como verdadero sustituto. Actualmente se presentan varias resinas compuestas indicadas para la restauración directa de dientes posteriores y que son alternativas a la amalgama, dentro de éstas:

Filtek Z 250 (3M).

Filtek P 60 (3M).

Herculite XRV (Kerr).

Surefil (Dentsply).

Definite (Degussa).

Solitaire 2 (Heraeus Kulzer)

Los fabricantes de cada una de estas marcas de resina manifiestan tener excelentes propiedades físicas en base a sus estudios individuales de control y calidad por lo que resulta difícil identificar si realmente existe diferencia significativa entre las propiedades de cada una de ellas.

Por otra parte, es importante señalar que mientras en otros países existe un constante y riguroso control de calidad para la venta de estos productos, en México no existe tal para la importación de éstos, lo cual nos pone en franca desventaja ya que fácilmente se podrían importar los lotes de resina que en otros países no hayan cumplido con el control de calidad requerido.

El no contar con esta información representa una desventaja para el dentista que podría utilizar en sus tratamientos alguna de las seis resinas compuestas basándose únicamente en la mercadotecnia del producto, sin saber que tal vez su uso podría manifestarse en un fracaso clínico para sus pacientes, en caso de que

estos no cumplan con los valores mínimos que determinan las normas de control de calidad.

3. JUSTIFICACIÓN

1. Trascendencia. Dado que los valores de las propiedades físicas de las resinas analizadas son los proporcionados por los fabricantes, es de gran interés conocer los valores basándose en los resultados de estas pruebas para contar con una orientación más objetiva de las propiedades de estos materiales.
2. Factibilidad. Se contó en todo momento con los recursos humanos, materiales y financieros, en gran parte debido a que las resinas valoradas fueron proporcionadas por los mismos fabricantes.
3. Vulnerabilidad. Contar con una Norma de control de calidad para resinas compuestas como lo es la Especificación No. 27 de la ANSI-ADA, ayudó a que la valoración de las propiedades físicas de las resinas estudiadas fuera más objetiva. De igual manera el estudio se logró concluir gracias a que el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología de la UNAM, contaba con todos los equipos necesarios para la realización de las pruebas.
4. Viabilidad. En todo momento el trabajo que se desarrolló estuvo de acuerdo con las políticas del Laboratorio y con una de sus líneas de investigación, “el control de calidad de materiales dentales”.

Este estudio permitirá que el gremio odontológico cuente con valores reales de las propiedades de cada material estudiado, para que pueda determinar el que usará en el ejercicio de su práctica para lograr excelentes resultados clínicos en sus pacientes y por otra parte, contribuirá para que los dentistas antes de utilizar un material dental se hagan conscientes de investigar acerca de las propiedades del mismo.

4. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GENERAL

Determinar los valores de (profundidad de curado, sorción acuosa, solubilidad, encogimiento de polimerización, resistencia a la compresión, resistencia a la flexión, módulo elástico en flexión, radiopacidad y opacidad) de las resinas compuestas (Filtek Z250, FilteK P60, Herculite XRV, Surefil, Definite, Solitaire 2), de acuerdo a las propiedades físicas, que para ser usadas como un material restaurativo directo para dientes posteriores exige la Especificación Número 27 de la Asociación Dental Americana (A.D.A).

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar las propiedades físicas de las resinas (Filtek Z250, FilteK P60, Herculite XRV, Surefil, Definite, Solitaire 2).
2. Comparar los valores que se obtengan de cada una de las propiedades físicas de las resinas.
3. Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las propiedades físicas de las resinas valoradas.
4. Determinar si las propiedades físicas de cada una de las resinas cumplen con la Especificación número 27 de la Asociación Dental Americana.
5. Identificar cuál de las resinas sometidas a valoración posee el valor mas alto de profundidad de curado, resistencia a la compresión, resistencia a la flexión, módulo elástico en flexión y radiopacidad,
6. Identificar cuál de las resinas sometidas a valoración posee el valor mas bajo de absorción de agua, solubilidad y encogimiento de polimerización.
7. Identificar la opacidad de cada una de las resinas sometidas a valoración.
8. Identificar cuál de las resinas presenta mejores propiedades físicas basándose en la normatividad.
9. Determinar cual de las resinas compuestas (Filtek Z250, FilteK P60, Herculite XRV, Surefil, Definite, Solitaire 2) es la más recomendable como material restaurativo directo para dientes posteriores

5. HIPÓTESIS

H₁: Los valores obtenidos de las pruebas físicas de cada una de las resinas son mayores a la especificación número 27 de la A.D.A.

H_{1o}: Los valores obtenidos de las pruebas físicas de cada uno de las resinas son menores a la especificación número 27 A.D.A.

H₂: Las resinas compuestas, Filtek Z250, FilteK P60; Herculite XRV, Surefil, Definite y Solitaire 2 tienen diferentes propiedades físicas

H_{2o}: Las resinas compuestas, Filtek Z250, Filtek P60; Herculite XRV, Surefil, Definite y Solitaire 2 tienen las mismas propiedades físicas.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1. Materiales.

En el presente estudio se compararon las propiedades físicas de diferentes resinas compuestas fotocurables: (tabla 6.1) de acuerdo a la “Especificación Número 27 De la A.N.S.I / A.D.A

TABLA 6.1 Resinas compuestas valoradas en este estudio según datos proporcionados por el fabricante

Resina Compuesta	Color	Número de lote	Matriz Orgánica	(%) Relleno*	Tipo de relleno	Tamaño promedio de partícula (μm)*	Fabricante
Filtek Z 250	A	19990805	Bis-GMA UDMA Bis-EMA (6) TEGDMA	60% vol. 80% peso**	Silice , Oxido de Zirconia Óxido de Aluminio	0.6 μm	3M
Filtek P60	A3	9BE	Bis-GMA UDMA Bis-EMA (6) TEGDMA	61% vol. 79% peso**	Silice , Oxido de Zirconia Óxido de Aluminio	0.6 μm	3M
Herculite XRV	A3	910058	Bis-GMA TEGDMA E-Bis-GMA	59 % vol. 79% peso	Barioaluminio borosilicato**	0.6 μm	Kerr
Surefil	B	990218	Bis-GMA modificado con uretanos	66 % vol.** 79% peso**	Cristales de bariofluoro alumino borosilicato y sílice	0.8 μm (rango .04-10.0 μm)	Dentsply
Definite	A 3.5	000101	Polisiloxano Dimetacrilatos	61 % vol. 77% peso	Vidrio de Bario	1.5 μm	Degussa-Húls
Solitaire 2	A3	050227	Esteres del ácido metacrílico**	90 % vol. 75% peso**	Vidrio de Ba-F-Al-Si, Vidrio de SiO ₂ altamente poroso	0.7-0.8 μm	Heraeus Kulzer

** Según Alvarez y cols (16)

6.2. Método.

La metodología que se siguió fue de acuerdo a lo que establece la especificación no. 27 de la ANSI/ADA, en las siguientes propiedades.

6.2.1. Profundidad de curado: (para esta prueba se prepararon tres muestras para cada resina, por lo que se tuvieron 18 muestras de resina en total).

Material

Molde metálico, para la preparación de un espécimen cilíndrico de 6 mm de largo y cuatro mm de diámetro.

2 losetas de vidrio, con área suficiente para cubrir una terminal del molde.

Papel filtro blanco.

Película transparente (cinta mylar).

Lámpara de fotopolimerización de luz halogena (Visilux 2, model 5520 AA, 110-220 v, 50/60 Hz., 1.2 A. No. Serie 102893 Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA.

Radiómetro de Intensidad (Demetron Research Corp)., modelo 100, No. Serie 114632, Danbury, CT. 06810-7377 USA.

Radiómetro de Calor (Demetron Research Corp)., modelo 200, No. Serie 201536, Danbury, CT. 06810-7377 USA.

Calibrador digital electrónico MAX-CAL Series (Power & NSK) con precisión de +/- 0.03 mm y resolución de 0.01 mm

Micrómetro Mitutoyo No. 106-101, Miyutoyo Corp. No. Serie 0803369, Japan.

Espátula de teflón.

Procedimiento

Se colocó el molde en una tira de cinta mylar cubierta con papel filtro y se llenó con el material de prueba, se preparó de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Se tuvo cuidado de eliminar las burbujas de aire. Se sobrellenó el molde ligeramente y se colocó una segunda tira de cinta mylar en el borde. Se presionó el molde y la cinta mylar entre las losetas de vidrio para eliminar el exceso de material. Se removió la loseta que cubre la cinta mylar y se colocó la

ventana de salida de la lámpara de fotopolimerización sobre esta. Se irradió el material por el tiempo recomendado por el fabricante.

Se removió el espécimen del molde (180 +/- 20)s después de que se completó la exposición y se eliminó el material no curado con la espátula de teflón. Se midió la altura del cilindro de material curado con el vernier electrónico y se dividió la medida entre dos. Se registró este valor como la profundidad de curado. Se repitió la prueba dos veces.

La norma indica que si los tres valores son superiores a 1 mm el material cumple el primer requerimiento que solicita tener una profundidad de curado superior de 1 mm.

En orden de cumplimiento con el segundo requerimiento, los tres valores no deben de tener más de 0.5 mm. por debajo del valor establecido por el fabricante.

6.2.2. Sorción Acuosa y solubilidad: (para esta prueba se prepararon 10 muestras por cada resina, por lo tanto se obtuvieron 60 muestras de resina en total)

Material

Molde, para la preparación de discos del espécimen (15 +/- 1)mm de diámetro y (0.5 +/-0.1) mm de grueso.

Lámpara de fotopolimerización de luz halogena (Visilux 2, model 5520 AA, 110-220 v, 50/60 Hz., 1.2 A. No. Serie 102893 Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA.

Radiómetro de Intensidad (Demetron Research Corp)., modelo 100, No. Serie 114632, Danbury, CT. 06810-7377 USA.

Cinta mylar.

Loseta de vidrio.

2 desecadores, (Glaswork Wertheim), conteniendo cloruro de calcio anhidro ó gel de silica).

Balanza analítica OHAUS Modelo GA 200 No. Serie 1299, OHAUS Corp. Florham Park, NI 07932, Germany.

Calibrador digital electrónico MAX-CAL Series (Power & NSK) con precisión de +/- 0.03 mm y resolución de 0.01 mm Abrazaderas.

Procedimiento

Se llenó el molde con el material de prueba, se colocó una tira de cinta mylar y se presionó con una loseta para eliminar el material excedente, se fotopolimerizó el material en toda la superficie según el tiempo recomendado por el fabricante (sobreponiendo la ventana de salida de la lámpara de fotocurado). Se prepararon cinco espécimenes de esta manera.

Después de que los espécimenes se removieron del molde, se transfirieron al desecador mantenido a $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$. Después de 24 horas se colocaron en el desecador mantenido a $(23 \pm 1)^\circ\text{C}$ durante una hora y luego se pesaron con una exactitud de ± 0.2 mg. Se repitió este ciclo hasta que se obtuvo una masa constante m_1 , ejemplo: hasta que la masa perdida de cada espécimen no fue mayor de 0.2 mg en ningún periodo de 24 horas.

Se sumergió el espécimen en agua y se mantuvo a $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$ durante 7 días. Después de este tiempo, se removió, se lavó con agua, se ondeó en el aire 15 segundos, y después de un minuto que se removió del agua, se registró esta masa como m_2 .

Después de tomar el peso, se reacondicionó el espécimen a una masa constante en el desecador y se registró la masa constante como m_3 .

Se midió el diámetro y el grosor del espécimen (en el centro del espécimen y en cuatro puntos espaciados de la circunferencia); se calculó el volumen, en mm^3 .

Cálculo de sorción acuosa

Se calculó el valor de sorción acuosa W_{sp} , en microgramos por mm^3 , para cada uno de los cinco especímenes usando la siguiente ecuación:

$$W_{sp} = m_2 - m_3 / V$$

Donde:

m_2 = es la masa del espécimen, en microgramos después de la inmersión en agua durante siete días.

m_3 = es la masa reacondicionada del espécimen, en microgramos.

V = es el volumen del espécimen en mm^3 .

Calculo de solubilidad

Se calcularon los valores para solubilidad W_{sl} en microgramos por mm^3 , para cada uno de los cinco especímenes usando la siguiente ecuación:

$$W_{sl} = m_1 - m_3 / V$$

Donde:

m_1 = es la masa condicionada, en microgramos previo a la inmersión en agua.

6.2.3. Encogimiento de Polimerización.- (para esta prueba se prepararon cinco muestras para cada resina por lo tanto se tuvieron 30 muestras de resina en total)

Material

Caja plástica negra.

Espátula dental de teflón

Balanza analítica OHAUS Modelo GA 200 No. Serie 1299, OHAUS Corp. Florham Park, NJ 07932, Germany

Cubreobjetos y portaobjetos.

Anillo de bronce (diámetro interno de 16 mm)

Lámpara de fotopolimerización de luz halógena (Visilux 2, model 5520 AA, 110-220 v, 50/60 Hz., 1.2 A. No. Serie 102893 Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA.

Radiómetro de Intensidad (Demetron Research Corp)., modelo 100, No. Serie 114632, Danbury, CT. 06810-7377 USA..

Transductor de desplazamiento LVDT tipo GTX2500/89, Wolvehampton, UK.

Transductor Acondicionador Solartron OD5, tipo 911134-RS, 120 V, Solartron Metrology, west Sussex, England, No. Stock 285-908

Sistema de adquisición de datos high accuracy data logger PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, hardwick, Cambridge, UK.

Computadora personal ACER Pentium 1, Modelo ASV5, No. Serie EX 17000190, México.

Procedimiento

Fue determinada mediante la técnica del disco deflector. Se hicieron cinco muestras por cada material.

Para la preparación de la muestra, el material sin polimerizar se pesó (0.17 ± 0.04 g) y se colocó en una caja plástica negra para evitar que la luz ambiental iniciara la polimerización. La muestra se colocó con una espátula dental de teflón en el centro de un anillo de bronce (diámetro interno de 16 mm) que está adherido a un portaobjetos de vidrio, un cubreobjetos se colocó sobre la muestra; con ayuda de otro portaobjetos se comprimió hasta que éste hizo contacto con la superficie superior del anillo de bronce. El espesor de la muestra fue la altura del anillo de bronce (1.24 mm).

El conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se colocó sobre la base del instrumento de medición, que consiste de: un transductor de desplazamiento LVDT tipo GTX2500/89, Wolvehampton, UK; una unidad de conexión para transductor OD5, tipo 911134-RS, 120 V, Solartron Metrology, west Sussex, England; un sistema de adquisición de datos high accuracy data logger PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, hardwick, Cambridge, UK el cual fue usado con una computadora personal, cuando el transductor hizo contacto con el cubreobjetos, cada muestra fue irradiada desde la parte inferior a través del portaobjetos con una lámpara de fotopolimerización (Visilux 2, model 5520 AA, Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA) monitoreada con un radiómetro (Demetron Research Corp). modelo 100, Danbury, CT. USA) y cuyo valor fue de 350 mW/cm^2 . La irradiación del material se hizo según los tiempos especificados por cada fabricante y para cada una de las pruebas se siguió el mismo procedimiento.

Ya que las resinas tienen la propiedad de adherirse al vidrio, esta propiedad permitió medir la contracción. La polimerización de la resina hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por acción del encogimiento debido a la adhesión de ésta con el vidrio. Esta flexión se monitoreo con el transductor LVDT durante todo el tiempo que duró la prueba (600 s). Se hicieron lecturas de flexión a cada segundo.

El encogimiento (S) fue seguido desde el inicio de la radiación de la luz y a lo largo de los 600 segundos que duró la prueba, fue calculado en función del tiempo de la siguiente manera. El encogimiento fue definido como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ($AL = L_0 - L_t$) y la longitud inicial ($L_0 = 1.24 \text{ mm}$). L_t es la longitud que ha disminuido la muestra medida a un tiempo "t", está relacionado con el voltaje de salida del transductor (V_t) a ese tiempo "t" y con el factor de calibración K ($17.46 \text{ mV/ } \mu\text{m}$), mediante la ecuación $L_t = V_t/K$. El cambio de dimensiones (AL) se divide entre la longitud inicial L_0 para obtener la deformación de la muestra al tiempo "t" que al multiplicarse por 100 proporciona el porcentaje de encogimiento, S.

Se reportó el promedio de los cinco resultados de la prueba como el encogimiento del material.

6.2.4. Resistencia a la compresión (para esta prueba se prepararon diez muestras para cada resina, por lo tanto se tuvieron 60 muestras de resina en total).

Material

La mitad de un molde de metal cubierto con un separador apropiado para la preparación de un espécimen cilíndrico de 4.0 +/- 0.1mm de diámetro por 6.0 +/- 0.1 mm de altura.

2 losetas de vidrio de tamaño adecuado.

Lámpara de fotopolimerización de luz halogena (Visilux 2, model 5520 AA, 110-220 v, 50/60 Hz., 1.2 A. No. Serie 102893 Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA.

Radiómetro de Intensidad (Demetron Research Corp)., modelo 100, No. Serie 114632, Danbury, CT. 06810-7377 USA.

Maquina de Pruebas Universal Instron, Modelo 1137, No. serie 9019, Instron Corp. Canton, Ma, USA, para aplicar una carga compresiva de 1.0 +/- 0.25 mm/min.

Ambientador, No. Serie 398-N

Procedimiento

Se rellenó el molde con la resina, con la ayuda de las losetas de vidrio se eliminaron los excedentes, se fotopolimerizó un lado del molde, se invirtió el molde y fotopolimerizó del otro lado.

Después de la irradiación, Se colocó el ensamblaje en un baño de agua a 37°C por 15 minutos, se removió el espécimen del molde y se colocó en agua bidestilada en el ambientador a 37°C.

23 horas con 50 minutos después de iniciada la fotopolimerización se transfirió el espécimen a la máquina de pruebas Universal Instron, y 24 horas después de haber realizado la fotopolimerización se iniciaron las pruebas aplicando presión al espécimen (sometiéndolo a un periodo de 1.0 +/- 0.25 mm/min).

Cálculo de resistencia a la compresión

Resistencia a la compresión en megapascales es igual a F/d^2 Donde:

F= fuerza máxima ejercida en Newtones sobre la muestra.

d= diámetro del espécimen en mm.

Se calcula y reporta el promedio de diez determinaciones..

6.2.5. Propiedades a la flexión (para esta prueba se prepararon cinco muestras para cada resina, por lo tanto se obtuvieron 30 muestras de resina en total).

Material

Molde, ligeramente cubierto con separador mediano, para la preparación de la muestra de prueba (25 +/- 2)mm x (2+/- 0.1)mm x (2+/- 0.1)mm.

2 losetas de vidrio.

2 abrazaderas.

Unidad de Curado HANAU, (para mantener una temperatura de (37 +/-1°C)
NANAU Engineering Co., INC Buffalo N.Y, USA.

Lámpara de fotopolimerización de luz halogena (Visilux 2, model 5520 AA, 110-220 v, 50/60 Hz., 1.2 A. No. Serie 102893 Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA.

Radiómetro de Intensidad (Demetron Research Corp)., modelo 100, No. Serie 114632, Danbury, CT. 06810-7377 USA.

Micrómetro Mitutoyo No. 106-101, Mitutoyo Corp. Japan. No. Serie 0803368.

Máquina de Pruebas Universal Instron, Modelo 1137, No. serie 9019, Instron Corp. Canton, Ma, USA, (para la aplicación de carga, consistente esencialmente de dos varillas (2 mm de diámetro), montado paralelamente con 20 mm entre los centros y una tercera varilla (2 mm de diámetro) centrada y paralela a las otros dos, para que las tres varillas en conjunto puedan ser usadas para dar una carga de tres puntos a la muestra).

Procedimiento

Se rellenó el molde con el material. Se colocó la ventana de salida de la lámpara de fotopolimerización en el centro del espécimen y se irradió esa sección durante el tiempo de exposición recomendado por el fabricante, se movió la ventana de salida a la siguiente sección del centro y se fotopolimerizó, se continuó este procedimiento hasta que todo lo largo del espécimen fue fotopolimerizado. Se colocó el ensamblaje en el recipiente de agua y se mantuvo a (37 ± 1) °C durante 15 minutos. Se removió el espécimen del molde y se colocó en agua destilada a (37 ± 1) °C.

Se midieron las dimensiones de la muestra con una precisión de ± 0.01 mm; 23 horas y 45 minutos después de que se inició la fotopolimerización, se transfirió el espécimen al aparato de prueba, y cumplidas las 24 horas de fotopolimerización se aplicó una carga a una velocidad de (0.75 ± 0.25) mm / min. hasta que la muestra se fracturó. Se registró la máxima carga ejercida sobre el espécimen.

Se repitió la prueba en los otros nueve especímenes.

Cálculo de resistencia a la flexión

Se calculó en MPa con la siguiente ecuación:

$$\sigma = 3 F l / 2 b h^2$$

Donde:

F= máxima carga en Newton ejercida sobre la muestra.

l= distancia en milímetros entre los soportes con precisión de +/- 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.

Calculo de modulo elástico en flexión

Se calculó en GPa con la siguiente ecuación.

$$E = F_1 \beta / 4 b h^3 d$$

Donde:

F₁= es la carga en Newtons, en un punto conveniente a lo larga de la porción lineal del tramo.

d= es la deflexión, en milímetros, correspondiente a la carga F₁

En la prueba de Resistencia a la flexión para que las resinas cumplieran con la Especificación No. 27 debieron exceder el valor de 50 MPa, mientras que para la prueba de módulo elástico en flexión requirieron que $\sigma > N$., donde N = (promedio de módulo elástico en flexión en MPa de cada una de las resinas X 0.0025) + 40 y donde σ ., es el promedio de los valores de resistencia flexural de cada una de las resinas.

6.2.6. Radiopacidad. (para esta prueba se prepararon tres muestras por cada resina, por lo tanto se obtuvieron 18 muestras de resina en total).

Material

- Unidad de rayos X dental de fase-singular, con una filtración total de 1.5 mm de aluminio y capacidad de operación de 65 +/- 5 kV. con accesorios sustituibles.
- Película oclusal de rayos X (KodaK) dental de velocidad de grupo D, o bien película periapical.
- Disco de aluminio, de 2 mm de grosor de más o menos la misma medida que los del espécimen y hecho de por lo menos 99.5% de aluminio puro.
- Densitómetro *fotográfico*, (X Ray), con capacidad de medida en el rango de 1.5 a 2.5.

Procedimiento

Se prepararon las muestras de resina, en un molde de 15+/- 0.1mm de diámetro y 1.0 +/- 0.1mm de profundidad, con cada muestra, se colocó la película de rayos X en una lámina de plomo de mínimo dos milímetros de grosor, se colocó la muestra de material y el disco de aluminio en el centro de la película de rayos X, con una separación de 1 mm entre ambos. Se irradió la muestra, el disco de aluminio y la película con rayos X a 65 +/-5 kV a una distancia de 400 mm y un tiempo entre 0.3 y 0.4 segundos a 10 mA.

Se revelaron las radiografías (de acuerdo a las especificaciones del fabricante), se comparó y determinó en cada una de las radiografías, la densidad óptica (oscurecimiento) de la imagen de la muestra de resina con la densidad óptica de la imagen del disco de aluminio usando el densitómetro.

En los casos en que la densidad óptica de la resina fue menor a la del disco de aluminio, se consideró que el material cumplió el requerimiento que indica que

la radiopacidad de la muestra de resina debe ser igual o mayor a la radiopacidad de un disco de aluminio de 2 mm de espesor.

6.2.7. Opacidad: (para esta prueba se preparó una muestra por cada resina, por lo tanto se obtuvieron 6 muestras de resina en total)

Material

Molde para la preparación de discos del espécimen de 15 +/- 1 mm de diámetro y 1 +/-0.5 mm de grueso.

Lámpara de fotopolimerización de luz halogena (Visilux 2, model 5520 AA, 110-220 v, 50/60 Hz., 1.2 A. No. Serie 102893 Dental products 3M, St. Paul, MN 55144 USA.

Cinta mylar.

Calibrador digital electrónico MAX-CAL Series (Power & NSK) con precisión de +/- 0.03 mm y resolución de 0.01 mm

Abrazaderas.

Papel de rayas blanco y negro

Procedimiento

Se llenó el molde con el material de prueba, se colocó una tira de cinta mylar y se presionó con una loseta para eliminar el material excedente, se fotopolimerizó el material en toda la superficie según el tiempo recomendado por el fabricante (sobreponiendo la ventana de salida de la lámpara de fotocurado.) Se preparó un espécimen de cada una de las resinas.

Después que los especímenes se removieron del molde, se evaluaron sus opacidades por comparación de dos vidrios opalescentes estándar ($C_{0.70} = 0.35$ y 0.55 , respectivamente) cuando se colocaron en una superficie de rayas blancas y negras como fondo y se cubrieron con una película de agua. Se registro si la

opacidad de cada una de las muestras fue menor a 0.35, entre 0.35 y 0.55 ó mayor de 0.55.

7. RESULTADOS

7.1 Profundidad de curado

TABLA 7.1 Resultados de la prueba de profundidad de curado en mm.

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite HRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	2.55	2.33	2.74	2.57	2.34	2.03
2	2.57	2.44	2.86	2.81	2.57	2.04
3	2.32	2.57	2.86	2.71	2.62	2.02
4	2.58	2.48	2.64	2.75	2.95	2.10
5	2.56	2.52	2.73	2.74	2.71	2.06
Promedio	2.516	2.466	2.764	2.715	2.636	2.050
Desviación Estándar	0.110	0.091	0.092	0.090	0.220	0.031

7.1.1. Análisis estadístico de profundidad de curado.

Los resultados obtenidos en la prueba de **profundidad de curado** de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.1, así como el promedio en la figura 7.1. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que no existe normalidad entre estos ($P = 0.013$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 23.208$, $P = < 0.001$) entre las diferentes marcas de resina.

7.2. Sorción Acuosa

TABLA 7.3 Resultados de la prueba de sorción acuosa en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite HRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	18.11	14.17	9.81	7.90	7.79	16.81
2	14.94	15.54	7.84	7.87	8.31	17.84
3	15.10	15.86	12.05	7.36	6.95	18.31
4	16.16	16.51	10.22	8.46	6.94	13.81
5	12.99	14.55	7.38	5.24	6.84	16.04
6	16.07	15.65	9.67	8.78	7.45	19.24
7	14.35	14.67	9.29	9.33	10.67	19.28
8	13.50	12.28	9.91	7.48	8.87	20.76
9	12.45	13.88	9.11	7.10	9.90	20.90
10	14.55	14.02	6.91	9.61	3.23	21.82
Promedio	14.821	14.712	9.218	7.912	7.695	18.480
Desviación Estándar	1.675	1.225	1.514	1.257	2.035	2.460

7.2.1. Análisis estadístico de sorción acuosa

Los resultados obtenidos en la prueba de **sorción acuosa** de las resinas compuestas están contenidos en la tabla 7.3. Así como su promedio en la figura 7.2. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que existe normalidad entre éstos ($P= 0.059$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 65.438$, $P = <0.001$) entre las diferentes marcas de resina.

7.3. Solubilidad

TABLA 7.5 Resultados de la prueba de solubilidad en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite HRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	0.00	0.00	0.00	2.87	0.97	1.63
2	0.00	0.82	0.87	4.92	1.66	4.85
3	1.16	0.00	1.61	2.76	1.99	2.62
4	1.15	0.00	0.79	3.76	0.99	0.99
5	0.00	0.00	0.00	4.19	1.14	5.01
6	2.19	0.00	2.90	3.90	2.13	4.18
7	0.00	0.70	1.69	1.87	3.56	5.00
8	0.00	0.65	1.65	2.80	0.99	3.84
9	0.00	0.00	1.40	3.04	2.20	5.97
10	0.97	0.00	0.00	1.75	1.08	4.04
Promedio	0.547	0.216	1.090	3.186	1.670	3.813
Desviación Estándar	0.776	0.350	0.944	1.007	0.829	1.597

7.3.1. Análisis estadístico de solubilidad.

Los resultados obtenidos en la prueba de **solubilidad** de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.5. Así como su promedio está en la figura 7.3. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que existe normalidad entre estos ($P= 0.081$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 21.588$, $P = <0.001$) entre las diferentes marcas de resina.

7.4. Encogimiento de polimerización

TABLA 7.7 Resultados de encogimiento de polimerización en %

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite HRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	1.58	1.94	2.00	2.34	2.12	2.89
2	1.59	2.00	2.43	2.37	1.59	2.83
3	1.66	2.07	3.34	2.04	2.21	2.97
4	1.65	1.67	2.57	1.61	1.59	3.17
5	1.71	0.95	2.37	1.77	2.10	2.80
6	1.61	1.90	2.13	1.78	2.31	3.30
Promedio	1.635	1.752	2.473	1.986	1.988	2.994
Desviación Estándar	0.0494	0.417	0.474	0.318	0.317	0.201

7.4.1. Análisis estadístico de encogimiento de polimerización

Los resultados obtenidos en la prueba de **encogimiento de polimerización** de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.7. Así como el promedio de encogimiento de polimerización está en la figura 7.4. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que existe normalidad entre estos ($P=0.492$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 14.455$, $P = <0.001$) entre las diferentes marcas de resina.

7.5. Resistencia a la compresión

TABLA 7.9 Resultados de la prueba de resistencia a la compresión en MPa

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite HRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	104.82	150.71	156.66	172.15	167.72	247.97
2	105.95	176.96	183.47	141.57	202.73	263.89

3	156.29	220.92	161.95	129.62	158.56	219.79
4	195.74	237.84	143.83	187.54	210.66	198.20
5	123.45	150.94	201.59	180.86	149.50	154.03
6	175.83	135.09	131.50	103.82	194.80	216.32
7	176.68	149.67	90.60	179.53	194.80	253.69
8	162.31	183.09	190.27	167.94	170.70	186.87
9	140.89	184.61	189.14	152.94	96.26	191.61
10	158.56	178.94	169.22	161.18	233.29	186.87
Promedio	150.052	176.877	161.823	157.715	177.902	211.924

7.5.1. Análisis estadístico de resistencia a la compresión.

Los resultados obtenidos en la prueba de **resistencia a la compresión** de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.9. Así como el promedio de resistencia a la compresión está en la figura 7.5. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que existe normalidad entre estos ($P= 0.651$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 4.489$, $P = 0.002$) entre las diferentes marcas de resina.

7.6. Resistencia a la flexión.

TABLA 7.11 Resultados de la prueba de resistencia a la flexión en MPa.

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite HRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	73.62	90.40	86.37	119.00	40.85	101.07
2	110.62	148.28	103.09	108.51	79.78	76.93
3	108.39	121.52	78.05	119.00	80.81	88.81
4	125.22	124.77	86.49	113.38	75.86	119.07
5	110.08	103.51	91.45	67.19	61.84	103.17
6	136.74	159.00	103.10	74.06	65.60	96.47

7	131.98	121.57	103.29	111.66	73.29	88.38
8	128.37	94.31	85.09	100.18	95.47	111.22
9	126.68	122.06	92.30	94.07	91.71	99.19
10	144.67	116.86	123.59	127.88	56.94	94.56
Promedio	119.638	120.228	95.283	103.494	72.214	97.886
Desviación Estándar	20.126	21.524	13.202	19.858	16.448	11.978

7.6.1. Análisis estadístico de resistencia a la flexión.

Los resultados obtenidos en la prueba de **resistencia a la flexión** de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.11. Así como el promedio está en la figura 7.6. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que existe normalidad entre estos ($P= 0.201$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 10.328$, $P = <0.001$) entre las diferentes marcas de resina.

7.7. Módulo elástico en flexión

TABLA 7.13 Resultados de la prueba de módulo elástico en flexión en GPa.

Número de espécimen	Z 250	P60	Herculite XRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
1	23.48	20.25	8.33	13.11	8.95	10.67
2	9.29	23.90	5.76	24.78	6.30	25.00
3	49.70	16.73	8.95	39.89	12.90	19.17
4	54.00	22.08	5.96	42.75	10.08	20.72
5	33.95	14.09	17.25	26.17	9.20	8.11
6	16.08	24.79	8.73	34.84	13.50	41.12
7	26.14	14.42	12.53	10.31	11.09	21.14
8	25.59	32.97	11.48	30.15	10.29	20.84
9	21.53	17.13	17.25	29.35	14.25	23.90

10	23.48	17.63	12.20	13.11	11.96	23.65
Promedio	28.324	20.399	10.844	26.446	10.852	21.432
Desviación Estándar	14.005	5.771	4.009	11.344	2.404	8.886

7.7.1. Análisis estadístico de módulo elástico en flexión.

Los resultados obtenidos en la prueba de **módulo elástico en flexión** de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.13. Así como el promedio está en la figura 7.7. Al analizarse los datos mediante ANOVA de un factor se determinó que no existe normalidad entre estos ($P= 0001$), y también se demostró que existe diferencia estadísticamente significativa ($F = 7.311$, $P = < 0.001$) entre las diferentes marcas de resina.

7.8. Radiopacidad

Los resultados obtenidos en la prueba de densidad óptica (radiopacidad) de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.15. Así como el comparativo de densidad óptica de cada una de las resinas valoradas vs aluminio, está en la figura 7.8

TABLA 7.15 Resultados de la prueba de densidad óptica

Número de espécimen	Z 250		P60		Herculite XRV		Surefil		Definite		Solitaire 2	
	R	Al	R	Al	R	Al	R	Al	R	Al	R	Al
1	0.97	0.98	0.86	0.98	0.94	0.98	0.99	0.98	0.99	0.98	1.07	0.98
2	0.89	0.98	0.79	0.98	0.88	0.98	0.88	0.98	0.91	0.98	1.01	0.98
3	0.84	0.98	0.72	0.98	0.81	0.98	0.81	0.98	0.85	0.98	0.95	0.98
Promedio	0.9	0.98	0.79	0.98	0.87	0.98	0.89	0.98	0.91	0.98	1.01	0.98

R= Resina, Al= Aluminio

Valor Promedio de AL=0.98

7.8.1 Análisis estadístico de radiopacidad

Los resultados obtenidos en la prueba de radiopacidad de las resinas compuestas, están contenidos en la tabla 7.15. Así como el promedio está en la figura 7.8. Los resultados de esta prueba nos indican que Filtek P60 muestra diferencia estadísticamente significativa con el Aluminio y con Sol 2. Las demás muestras no presentan diferencias estadísticamente significativas entre sí, ni con el Aluminio. ($P = 0.023$)

En la tabla 7.16 se muestra la Radiopacidad de 1 mm de Resina (R) en comparación con 2 mm de Aluminio (Al)

TABLA 7.16 Radiopacidad de 1 mm de Resina (R) en comparación con 2 mm de Aluminio (Al)

Resina Compuesta	Color	Densidad óptica		Radiopacidad de 1 mm de Resina (R) en comparación con 2 mm de Aluminio (Al)
		R	Al	
Filtek Z 250	A	0.90	0.98	R>Al
Filtek P60	A3	0.79	0.98	R>Al
Herculite XRV	A3	0.87	0.98	R>Al
Surefil	B	0.89	0.98	R>Al
Definite	A 3.5	0.91	0.98	R>Al
Solitaire 2	A3	1.01	0.98	R<Al

(R) = 1 mm de Resina

(Al) = 2 mm de Aluminio

7.9. Opacidad

Los resultados obtenidos en la prueba de opacidad están contenidos en la tabla 7.17. Así como el comparativo de opacidad entre las resinas valoradas, está en la figura 7.9.

TABLA 7.17 Resultados de la prueba de opacidad

OPACIDAD DE CADA RESINA USANDO LOS ESTÁNDARES 0.35 Y 0.55 PARA COMPARACIÓN						
Resina	Z 250	P60	Herculite XRV	Surefil	Definite	Solitaire 2
Opacidad	Entre 0.35 y 0.55					

8. DISCUSIÓN

8.1. Profundidad de Curado

Existe un fuerte deseo entre los dentistas por disminuir la cantidad de tiempo que se necesita para colocar una restauración de resina compuesta. Técnicas de curado tediosas son a menudo desventajas citadas durante las discusiones para resinas compuestas posteriores. La intensidad de luz, el tiempo de curado y la composición del material (ej: resina, relleno, opacidad y tono) afectan la profundidad de curado. Hay un punto que los fabricantes intentan reducir y es la cantidad de los incrementos de resina compuesta en la cavidad dental para fotopolimerizar y el tiempo de fopolimerización

De acuerdo a nuestros resultados entre las resinas compuestas existe diferencia estadísticamente significativa según los resultados que van desde 2.050 mm hasta 2.764 mm en profundidad de curado, siendo Solitaire 2 la que tiene valores más bajos (2.050 mm) y hace la diferencia con todas las demás resinas.

Los valores más altos de profundidad de curado los reportaron Herculite XRV (2.764 mm), Surefil (2.715 mm) y Definite (2.636 mm) y entre ellos no existen diferencias estadísticamente significativas.

La diferencia entre Herculite XRV con las resinas Z250 y P60, sugiere que Z250 y P60 al contener dos resinas de alto peso molecular como UDMA Y BIS EMA (6), las resinas tienen bajas uniones dobles por unidad de peso lo cual no favorece la polimerización y por lo tanto se ve disminuida su capacidad de ser mayor su profundidad de curado.

El hecho de que Solitaire 2 reporte con el tono A3 el valor más bajo de profundidad de curado se puede entender debido a que esta resina tiene el porcentaje más bajo de relleno en peso (75%) y como el relleno transmite la luz es por eso que a menor cantidad de relleno, menor transmisión de luz. A diferencia de Herculite XRV con un tono A3 que tiene mayor porcentaje de relleno en peso (79%) y por lo tanto mayor profundidad de curado por transmitir mejor la luz.

Entre los resultados de profundidad de curado de las resinas Z250 (2.516) y P60 (2.466) no existe diferencia estadísticamente significativa y esto se debe a que tienen casi el mismo porcentaje en volumen de relleno 80% (Z250) y 79% (P60), era de esperarse que Z250 obtuviera un valor poco más alto que P60, aunque ambas tienen los mismos monómeros, Z250 tiene mayor porcentaje de relleno en peso que hace que la transmisión de la luz sea mayor que P60.

Las resinas Z250 (80%), P60 (79%), Herculite XRV (79%), Surefil (79%) y Definite (77%) tienen valores similares de relleno en peso, por lo que tienen mayores valores de profundidad de curado que Solitaire 2 (75%) que contiene otro componente muy distinto de monómero (éster del ácido metacrílico) y es la única resina que hace diferencia estadísticamente significativa

Todas las resinas estudiadas cumplieron con la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA que indica que el material debe tener una profundidad de curado superior de 1 mm.

8.2. Sorción acuosa

Entre las diferentes resinas analizadas se confirman las observaciones que realizó Ortengren (8) en el sentido de que la absorción y la solubilidad parecen estar relacionados con la hidrofobicidad de la matriz orgánica y con la composición química de los rellenos usados, también se confirman las observaciones de Martín (9) en el sentido de que un sinnúmero de factores pueden determinar la sorción acuosa: el tipo de matriz, la fracción de relleno, el tamaño de relleno, la presencia de agentes de acoplamiento con silano y sin silano.

Definite fue la resina que presentó menor sorción acuosa de las resinas compuestas valoradas, esto puede deberse a que este material es una cerámica modificada orgánicamente compuesta por una red de polisiloxanos modificados selectivamente para incorporarlos a grupos orgánicos.

Entre los valores de sorción acuosa de las resinas Definite ($7.695 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), Surefil ($7.912 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), y Herculite XRV ($9.218 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) no existe diferencia estadísticamente significativa, esto tal vez debido a que entre éstas el porcentaje de material de relleno en peso es muy parecido (Herculite 79% peso, Surefil 79% peso y Definite 77% peso) y absorben menos agua debido a sus monómeros hidrofóbicos, como en el caso de Surefil que tiene BIS-GMA modificado con uretanos que repelen el agua, como en el caso de Definite que tiene una matriz diferente a base de Polisiloxano y en el caso de Herculite XRV donde la presencia de BIS GMA y E-BIS-GMA que son hidrofóbicas según Martín (9) evitan la absorción de agua.

Entre los valores de sorción acuosa que resultaron de Z250 y P60 no existe diferencia estadísticamente significativa, esto debido a que el % de relleno en peso (Z250 con 80% y P60 con 79%) es casi igual y los componentes monoméricos son los mismos, Bis EMA (6), UDMA y TEGDMA.

Solitaire 2 fue la resina que presentó mayor sorción de agua esto puede deberse a que su matriz esta compuesta por ésteres del ácido metacrílico a diferencia de las otras resinas valoradas que están compuestas por dimetacrilatos y en el caso de Definite por una red de polisiloxanos, y a que tiene el mayor porcentaje de matriz orgánica en peso (25%) de las resinas valoradas. De igual manera pudo deberse a que Solitaire 2 tiene como relleno: vidrio de SiO₂ altamente poroso que le permite mayor sorción de agua.

Cabe mencionar que todas las resinas cumplieron con los valores permitidos por la Especificación No. 27 A.D.A que señala que la sorción acuosa de las resinas no debe ser mayor a 50 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$

8.3. Solubilidad

Aunque la absorción de agua puede causar la disolución de la interfase relleno/matriz y el ablandamiento de la resina compuesta con su posible solubilidad, esta puede conducir a la reducción de sus propiedades mecánicas

La poca solubilidad que presentan las resinas Filtek Z250 ($0.547 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), Filtek P60 ($0.216 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), y Herculite XRV ($1.090 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), es tal vez debido a que a Z250 y a P60 se les agregó un monómero hidrofóbico como el BIS-EMA y a Herculite XRV un monómero también hidrofóbico como el E-BIS GMA (Bisfenol A Etoxilado de dimetacrilato), de ahí que entre estas resinas no exista diferencia estadísticamente significativa.

A pesar de que entre Filtek Z250 ($0.547 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y Filtek P60 ($0.216 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) no existe diferencia estadísticamente significativa en la solubilidad, sus diferencias en los resultados a pesar de contener el mismo componente orgánico y el mismo tipo de relleno (según el fabricante) se pueden deber a la diferencia de porcentaje de relleno en peso que para Filtek Z250 es de 80% y para Filtek P60 es de 79%.

Solitaire 2 al tener un relleno inorgánico poroso, promueve la absorción de agua y la consecuente solubilidad de su matriz orgánica hidrofílica por lo tanto esta característica permite que sea la resina que mayor solubilidad presenta ($3.813 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), y que exista una diferencia estadísticamente significativa con todas las demás resinas, excepto con Surefil ($3.186 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) con la cual no hace diferencia.

En lo que respecta a Definite ($1.670 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), no tiene diferencia estadísticamente significativa con Z250 y Herculite XRV lo cual indica que su solubilidad es baja, debido a que en Definite se han utilizado polisiloxanos funcionalizados por metacrilatos como compuesto principal de la matriz.

Cabe mencionar que en este estudio todas las resinas cumplen con la Especificación No. 27 de la A.D.A. ya que ninguna excede de $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ en Solubilidad. Por lo tanto este estudio coincide con las observaciones realizadas por Bertacchini (11), en el sentido de que las resinas compuestas son consideradas estables en el medio oral

8.4. Encogimiento por polimerización

Existen muchos métodos para la determinación del encogimiento por polimerización, como el método de dilatometría volumétrica (18), usando agua o mercurio, las aplicaciones de los principios de Arquímedes, el uso del linómetro, etc. En este caso no se empleó el que propone la Especificación No. 27 de la

ADA, sino la técnica de deflexión del disco propuesta por Watts y Cash (20) porque es con la que cuenta el Laboratorio de Materiales Dentales.

Según Farah (14) las resinas compuestas tradicionales se contraen en un rango de 2 a 3 %. En este estudio, según la técnica del disco deflector, la contracción de polimerización de las resinas fue en un rango de 1.6% – 3.0%. Estos valores concuerdan con los obtenidos por Alvarez (16), al usar la misma técnica y obtener un rango de 1.65% a 3.07% de encogimiento.

Entre los porcentajes de encogimiento de las resinas Z250 (1.63%), P60 (1.7%), Surefil (1.9%) y Definite (1.9%) no existen diferencias estadísticamente significativas. Los porcentajes obtenidos en este estudio coinciden con los obtenidos por Alvarez (16): Z250 (1.66%), P60 (1.65%), Surefil (1.99%), Definite (1.77%).

La resina Z250 obtuvo el valor más bajo de las resinas valoradas (1.63%) y este valor coincide con el obtenido por Watts (1.61%) (22) Los bajos valores obtenidos por Z250 y P60 se deben tal vez, a que ambas resinas tienen en la composición de su matriz a dos resinas de alto peso molecular (UDMA y BIS-EMA) que disminuyen el encogimiento por polimerización. Aunque sus valores son muy semejantes ya que tienen la misma composición en su matriz cabe resaltar que la resina P60 (1.75%) presentó mayor encogimiento que Z250 debido a que P60 tiene mayor porcentaje de matriz orgánica en peso (21%) que Z250 (20%).

En el caso de Surefil y Definite sus resultados fueron muy semejantes entre sí, y presentaron mayor porcentaje de encogimiento que Z250 y P60 pero sin diferencias estadísticamente significativas. En el caso de Surefil esto tal vez se debe a su matriz orgánica y en el caso de Definite a su mayor porcentaje de matriz orgánica en peso (23%), con respecto a las otras resinas y a que esta ORMOCERA contiene ya antes de la polimerización una red de polisiloxano que ya presentó contracción y siendo los metacrilatos los causantes de su contracción.

Herculite XRV (2.47%) no hace diferencia estadísticamente significativa con P60 (1.75%) sin embargo in vitro si hay diferencia, esto se puede deber a diferencias en su matriz orgánica, ambas tienen Bis-GMA, TEGDMA, sin embargo Filtek P60 tiene Bis-EMA(6) y Herculite XRV no tiene y Herculite XRV tiene E-Bis GMA y Filtek P60 no lo tiene.

Herculite XRV (2.47%) no hace diferencia estadísticamente significativa con Surefil (1.98%) sin embargo in vitro si hay diferencia, Herculite XRV presenta mayor encogimiento que Surefil, esto se puede deber a que Herculite XRV tiene TEGDMA y E-Bis-GMA como diluyente del BisGMA a diferencia de Surefil donde su BISGMA está modificado con uretanos, la cantidad de matriz orgánica en peso (21%) no influye ya que es la misma en ambas resinas.

Herculite XRV (2.47%) no hace diferencia estadísticamente significativa con Definite (1.98%) sin embargo in vitro si hay diferencia, Herculite XRV presenta mayor encogimiento que Definite, esto se puede deber a que Definite presenta un componente prepolimerizado en su matriz orgánica.

Cabe mencionar que el valor de Herculite XRV (2.47%) obtenido en este estudio coincide con el obtenido por Alvarez (2.30%) (16).

Por otra parte Solitaire 2 a pesar de ser condensable es la resina que tiene el valor más alto de porcentaje de encogimiento (2,99%) de tal manera que las características del material son probablemente el reflejo de su matriz, a base de ésteres del ácido metacrílico. Los metacrilatos contenidos en esta resina compuesta contraen más que los dimetacrilatos que componen a las otras resinas compuestas del estudio. El valor obtenido en este estudio de Solitaire 2 (2.99%) coincide con el obtenido por Alvarez (3.07%) (16).

8.5. Resistencia a la Compresión

Una propiedad mecánica básica de las resinas compuestas presentada por los fabricantes es la resistencia a la compresión. Estos valores usualmente están relacionados con el contenido de relleno y composición. En el addendum 1 de la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA se propone el método de prueba de resistencia compresiva según la ISO 4049 para determinar esta propiedad.

En este estudio de resistencia a la compresión el valor máximo fue de 41.23% mas alto que el valor mínimo: 211.92 MPa (Solitaire 2) comparado con 150.05 MPa (Z250).

Entre los valores de resistencia a la compresión de las resinas Z250 (150.05 MPa), P60 (176.87MPa), Herculite XRV (161.823 MPa), Surefil (157.71 MPa) y Definite (177.96 MPa) no existen diferencias estadísticamente significativas aunque estos valores fueron menores a los reportados por Brosch (25) en su análisis de las propiedades de resistencia de diferentes resinas compuestas de fotopolimerización donde obtuvo el siguiente valor para Herculite XRV (Kerr) 261 MPa,

El valor que obtuvimos de Solitaire 2 (211.92 MPa) pudo ser debido a su menor porcentaje de relleno en peso (75%) en comparación con las otras resinas considerando que los valores de resistencia están relacionados usualmente con el contenido de relleno y su composición, sin embargo este alto valor de Solitaire 2 también se pudo deber a que presenta una matriz totalmente diferente a las otras resinas, compuestas como se observa en la tabla 6.1.

Entre los valores de Filtek P60 y Filtek Z250 no existe diferencia estadísticamente significativa sin embargo los resultados si difieren, se esperaría que Filtek Z250 por su mayor porcentaje de relleno en peso tuviese mayor resistencia a la compresión, sin embargo Filtek P60 tuvo mayor resultado teniendo menor porcentaje de relleno en peso. Aunque ambos presentan los mismos

componentes de matriz orgánica según el fabricante, esto se puede deber a que Filtek Z250 presenta mayor cantidad del monómero (TEGDMA), diluyente que le confiere menor viscosidad que Filtek P60.

Esto se podría verificar en base a un análisis de termogravimetría, que daría lugar a otro estudio.

8.6. Resistencia a la flexión

Todas las resinas indicadas para dientes posteriores que se analizaron en este estudio cumplieron el requisito de la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA al exceder el valor de 50 MPa. En este estudio se observa que los valores de las resinas oscilan entre 72.214 MPa y 120.228 MPa.

Los valores más altos de resistencia a la flexión fueron obtenidos por Filtek P60 (120.228 MPa), Z250 (119.638 MPa), Surefil (103.494 MPa) y Solitaire 2 (97.886 MPa) y entre ellas no existen diferencias estadísticamente significativas. Mientras que los valores más bajos de resistencia a la flexión fueron obtenidos por las resinas Herculite XRV (95.283 MPa) y Definite (72.214 MPa), que no hacen diferencias entre ellas. Adicionalmente Herculite XRV no hace diferencia estadísticamente significativa ni con Surefil ni con Solitaire 2 y Definite hace diferencia estadísticamente significativa con todas las demás resinas excepto Herculite XRV. Que no existan diferencias entre Herculite XRV y Definite sugiere que la matriz de polisiloxano de Definite en correspondencia a la matriz orgánica de Herculite XRV no tuvo gran influencia en su baja resistencia a la flexión como también lo señala Manhart (31).

Aunado a los sistemas de relleno, la estructura monomérica de la matriz de la resina también influye en la resistencia a la flexión de ésta. Al analizar la resistencia a la flexión encontramos que las resinas que contienen UDMA en su matriz orgánica (Filtek P60, Filtek Z250, y Surefil) fueron las que obtuvieron

valores más altos en comparación con las que no tienen como es el caso de Definite y Herculite XRV. Esto concuerda con las observaciones realizadas por Asmussen (32) en un estudio realizado in vitro en el que todos los componentes del sistema se mantuvieron constantes y sugiere que las resinas compuestas basadas en UEDMA tienen mejores propiedades mecánicas comparadas con las resinas compuestas basadas en Bis-GMA. Así mismo se ha observado que la sustitución de Bis-GMA o TEGDMA por UEDMA resulta en un incremento en la resistencia a la flexión, y la sustitución de Bis-GMA por TEGDMA disminuye su resistencia a la flexión y aumenta moderadamente el módulo elástico en flexión (32).

La presencia de partículas de relleno en los materiales de restauración aumenta substancialmente la resistencia a la fractura. (30) Las actuales diferencias en sistemas monoméricos similares son encubiertas por la razón de que los materiales difieren en muchos aspectos: tipo y cantidad de relleno, tipo y cantidad de iniciadores, y silanización de las partículas de relleno, el hecho es que pueden ser mas determinantes para las propiedades que la propia naturaleza del monómero (32) de tal manera que el alto valor de resistencia a la flexión de Filtek Z250 y Filtek P60 se puede deber a que son las resinas con mayor porcentaje de relleno en peso (80% y 79% en peso, respectivamente) en relación con las demás resinas. Esto concuerda también con Manhart (31) y Ferracane (30) en el sentido de que demostraron que la fracción de volumen de relleno y el nivel de carga de relleno de las resinas compuestas se correlaciona con la resistencia del material.

En este estudio se confirma que la resistencia a la flexión de Solitaire 2 (97.886 MPa) fue más baja que la obtenida por Surefil sin diferencia estadísticamente significativa, como ocurrió en el estudio realizado por Manhart (31) donde Solitaire 2 presentó 81.6 MPa y Surefil 132.0 MPa solo que en éste sí existió diferencia estadísticamente significativa (31). Surefil exhibió valores más altos de resistencia a la flexión lo cual parece ser el resultado de los altos niveles de carga de relleno (79% en peso), y a su matriz orgánica, en relación a Solitaire

2 que tiene 75% de relleno en peso y una matriz orgánica distinta según el fabricante.

Los valores de resistencia a la flexión observados en este estudio son similares a los valores que se obtuvieron para Herculite XRV (Keer) con 132.6 MPa (30).

8.7. Módulo elástico en flexión

Todas las resinas cumplieron con la especificación No. 27 de la ADA. En las resinas estudiadas el mayor módulo elástico en flexión lo obtuvo Filtek Z250 con 28.324 GPa y el más bajo lo obtuvo Herculite XRV con 10.844 GPa, esto debido tal vez a la cantidad de relleno que presentan Filtek Z250 (80% en peso) y Herculite XRV (79% en peso). Ya que como lo indicó Combe (27) el módulo elástico en flexión de las resinas depende de la cantidad de relleno y se incrementa con el volumen de la fracción de relleno, quiere decir que a mayor volumen de la fracción de relleno, mayor módulo elástico en flexión. Sin embargo, clínicamente un módulo elástico en flexión alto implicaría una mayor fragilidad del material.

Las diferencias estadísticamente significativas entre Definite y Filtek Z250, pueden deberse a que Definite tiene menor porcentaje de relleno en peso (77%) comparativamente con Filtek Z250 (80%), por lo que presentó un módulo elástico en flexión (10.852 GPa) menor que Filtek Z250 (28.324 GPa, esto concuerda con Combe (27) Así mismo, también puede deberse a la naturaleza de la matriz orgánica de Definite a base de ORMOCERA ya que como lo indicó Asmussen (32) las propiedades de las resinas compuestas dependen de muchos factores entre ellos las partículas de relleno así como la matriz del polímero.

Solitaire 2 obtuvo 21.432 GPa a pesar de tener el menor porcentaje de relleno en peso (75%) de todas las resinas estudiadas y esperarse según Combe,

el módulo elástico en flexión más bajo de estas, esto no fue así tal vez por la naturaleza de su matriz orgánica. Aún a pesar de esto no existe diferencia estadísticamente significativa con Z250, P60 y Surefil.

Herculite XRV y Definite exhibieron los valores significativamente más bajos que las otras resinas en el módulo elástico en flexión, 10.844 GPa y 10.852 GPa respectivamente. Se esperaría que Herculite XRV por tener un mayor porcentaje de relleno en peso (79%) tuviese un módulo elástico en flexión mayor que Definite, sin embargo esto no fue así, y se puede deber a que Definite es una ORMOCERA.

El módulo elástico apropiado según Willems (34) para una resina debe ser comparable o mayor al de la amalgama y la dentina. La dentina tiene 18 500 MPa de acuerdo a Craig (1989) citado por Willems (34), de tal manera que según esto Filtek Z250, Filtek P60, Surefil y Solitaire 2 al tener un módulo elástico en flexión mayor a la dentina son apropiadas para dientes posteriores, ya que según Combe (27) la rigidez es importante donde hay fuerzas de compresión como en los dientes posteriores.

Cabe resaltar que si la dentina según Craig presenta 18,500 MPa (18.5 GPa) de módulo elástico en flexión, la resina compuesta que más se asemeja a este valor es Filtek P60 (20.39 GPa) que según el fabricante esta indicada para dientes posteriores mientras que las resinas compuestas restantes sus fabricantes las indican para dientes anteriores y posteriores.

Al no existir un valor de módulo elástico en la Norma 27 de la ANSI/ADA, debería proponerse que se estableciera un intervalo de módulo elástico en flexión semejante a la dentina para que las resinas compuestas pudiesen actuar en semejanza al diente.

8.8. Radiopacidad

La Especificación No. 27 de la ANSI/ADA establece que la radiopacidad de un material debe ser mayor o igual a la del mismo espesor de aluminio y no menor de 0.5 del valor determinado por el fabricante.

Los elementos químicos se distinguen unos de otros por su número de protones. Entre más protones hay en un elemento, será mas alta la radiopacidad, el elemento que proporciona mayor radiopacidad es el iterbio que tiene 70 protones; el bario 56; el zirconio 40; el estroncio 38; el calcio 29; el sílice 14; el aluminio 13; el flúor 9; el oxígeno 8; el carbono 6; el hidrógeno 5 (43). Los monómeros presentan átomos de hidrógeno, carbono y oxígeno, por lo que son ligeramente radiopacos (43).

La radiopacidad al ser medida mediante un densitómetro mide la densidad óptica de una imagen, que se refiere al grado de oscurecimiento de la imagen en la radiografía. Lo cual quiere decir que una imagen radiolúcida en la radiografía se observa más oscura y por lo tanto tiene una densidad óptica alta mientras que una imagen radiopaca se aprecia más blanca y tiene una densidad óptica más baja

Lo que se espera al medir la densidad de las resinas en relación con el aluminio es que la resina de 1 mm de espesor tenga una densidad óptica más baja o igual a 0.98, que es el equivalente a 2 mm de espesor de aluminio según la Determinación de radiopacidad, ya que 2 mm de aluminio semejan al esmalte y de esta manera sería más radiopaca que el esmalte.

Murchinson en 1999 (38) publicó que las resinas dentales buscan una radiopacidad distintiva, similar a la estructura del diente o idealmente ligeramente mayor a la del esmalte para detectar caries recurrente, burbujas de aire y excedentes o faltantes en los márgenes. En su artículo cita a Curtis quien estableció que el grado de radiopacidad de una resina es controlado por el

fabricante a través de la selección de la matriz del polímero, la naturaleza química de las partículas de relleno, así como su tamaño y densidad.

De acuerdo a Chán (37) la radiopacidad permite distinguir los materiales utilizados como base de la cavidad y contactos con los dientes adyacentes; cuestiona qué tan radiopaco debe ser el material de restauración para utilidad diagnóstica, y establece que la radiopacidad se determina en comparación con el esmalte, dentina o aluminio. En su artículo cita a Van Dijken que demostró que la radiopacidad de la dentina es aproximadamente equivalente a la del mismo grosor de aluminio, y la del esmalte es de aproximadamente del doble de la radiopacidad del espesor de aluminio, por lo que el material de restauración debe ser tan radiopaco como el esmalte para distinguir la caries recurrente radiográficamente, estos hallazgos coinciden con Murchinson (38) que determinó que la radiopacidad de 2 mm de aluminio se encuentra entre los valores que presentan el esmalte y la dentina.

Todas las resinas estudiadas excepto Solitaire 2, cumplieron con la Especificación 27 que señala que la densidad de la imagen del espécimen de 1 mm debe ser menor o igual que la densidad de la imagen del espécimen de 2 mm de aluminio.

En el caso de los especímenes de Filtek Z250, Filtek P60, Herculite XRV, Surefil y Definite la densidad óptica fue menor que la densidad óptica del espécimen de aluminio, lo cual señala que estas resinas son más radiopacas que 2 mm de aluminio y por lo tanto más radiopacas que el esmalte por lo que sería posible detectar caries recurrente, como lo señala Murchinson y Chan (37, 38), así mismo tendrían una utilidad diagnóstica y se indicaría su utilización en Clases II.

La resina Solitaire 2 no paso la prueba de Radiopacidad debido a que es la resina que tiene menor porcentaje de relleno en peso (75%), lo que hace que pasen más los rayos X, por lo tanto sea menos radiopaca.

Las resina Herculite XRV y Surefil presentaron valores muy similares de densidad óptica debido a que tienen el mismo porcentaje de relleno en peso (79%) y los mismos componentes de óxidos radiopacos.

La resina Filtek P60 presentó el valor más bajo de densidad óptica por lo que fue la más radiopaca, a pesar de tener el mismo porcentaje de relleno en peso que Herculite XRV y Surefil esto podría inferir que el cambio de elemento de Bario (Herculite y Surefil) por Zirconio (P60), tiene influencia en la radiopacidad de las resinas (37)

La resina Definite presentó el valor más alto de densidad óptica de las cinco resinas que si pasaron la prueba, debido a que de estas presenta el menor porcentaje de relleno en peso (77%) de las cinco resinas

8.9. Opacidad

La opacidad puede ser representada por la proporción de contraste C_{070} la cual es la proporción entre el reflejo de la luz de día aparente cuando se coloca detrás una superficie negra y el reflejo de la luz de día aparente cuando se coloca una superficie blanca teniendo un reflejo de luz de día aparente del 70% relativo de oxido de magnesio.

El uso de resinas opacas ayuda mucho cuando se trabaja en dientes anteriores para simular la dentina que es opaca de tal manera que el diente no se transluzca demasiado, un valor adecuado se encuentra entre 0.35 y 0.55. En general la opacidad de las muestras fueron intermedias entre los dos estándares y no hubo variación entre las distintas marcas. Cabe resaltar que Ferracane (30) obtuvo el mismo valor intermedio entre 0.35 y 0.55 para la resina Herculite XRV.

9. CONCLUSIONES

Las resinas compuestas cumplieron con el requerimiento de Profundidad de curado de la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA, que señala que ésta debe ser mayor a 1 mm, por lo que todas son recomendables para ser usadas como material restaurativo directo para dientes posteriores al ahorrar tiempo al dentista en una cavidad grande ya que podrá poner menor número de incrementos para obturar la totalidad de la cavidad. En este estudio se observó que la resina compuesta que requiere menor número de incrementos par obturar una cavidad es Herculite XRV.

Las resinas compuestas cumplieron con el requerimiento de Sorción Acuosa, que señala que debe ser menor a $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, por lo que todas son recomendables para ser usadas como material restaurativo directo para dientes posteriores al evitar que la sorción acuosa pueda guiar a la degradación y rompimiento de la capa intermedia de relleno-matriz deteriorando la resina compuesta. En este estudio se observó que la resina compuesta que presenta menor riesgo de romper su capa intermedia de relleno-matriz y deteriorarse es Definite .

Las resinas compuestas cumplieron con el requerimiento de Solubilidad que señala que debe ser menor a $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, por lo que todas son recomendables para ser usadas como material restaurativo directo para dientes posteriores y se consideran estables en el medio oral al evitar que la resina compuesta confinada en una cavidad presente pérdida de material con la posible formación de escalones en los márgenes de la resinas que repercutirían en la formación de caries recidivante. En este estudio se observó que la resina compuesta que presenta menor riesgo de tener pérdida de material con la consecuente formación de escalones marginales y formación de caries recidivante fue Filtek P60.

Aunque en el addendum 1 de la Especificación No. 27 de la ANSI/ADA se propone el método de prueba de encogimiento de polimerización para determinar esta propiedad, para que sirva de información del producto para el consumidor, cabe resaltar que no se tiene valor mínimo para cumplir con la Norma. Se observó que todas las resinas compuestas valoradas cumplieron con el requerimiento de Encogimiento de polimerización. Por lo que todas son recomendables para ser usadas como material restaurativo directo para dientes posteriores. Aunque Farah, señala como valor 2-3% de encogimiento para las resinas compuestas, todas las resinas valoradas presentaron valores menores de 3% incluso de 2%. Clínicamente el comportamiento de las resinas compuestas al tener menor encogimiento de polimerización es mejor, al evitar la formación de fisuras en los márgenes de la resinas y diente que pueda provocar la formación de caries recidivante.

En el addendum 1 de la Especificación No. 27 se propone el método de prueba de resistencia compresiva para determinar esta propiedad, para que sirva de información del producto para el consumidor. No se tiene valor mínimo que cumplir con la Norma. Sin embargo, al ser la resistencia compresiva del esmalte dentario en los molares de 261 MPa, se debe procurar tener ese valor y la resina compuesta que más se acercó fue Solitaire 2 por lo que resulta más favorable.

Se observó que todas las resinas compuestas valoradas cumplieron con el requerimiento de resistencia a la flexión de la Especificación que señala que debe ser mayor a 50 MPa, por lo que todas son recomendables para ser usadas como material restaurativo directo para dientes posteriores por presentar una adecuada resistencia y con esto evitar la fractura de la obturación. En este estudio se observó que la resina compuesta que tuvo un mejor comportamiento en esta prueba fue Filtek P60.

Al no existir un valor de módulo elástico en la Norma 27 de la ANSI/ADA, se propone que se establezca un intervalo de módulo elástico en flexión semejante a

la dentina de 18,500 MPa como lo menciona Willems para que las resinas compuestas puedan actuar en semejanza al diente. En base a esto, en este estudio la resina compuesta que tuvo un valor mas aproximado al módulo elástico en flexión de la dentina fue Filtek P60. La resina Filtek P60 cumple con las observaciones realizadas por Ferracane en el sentido de que, una resistencia a la flexión alta junto con un módulo elástico en flexión moderado proporciona la mejor combinación de resistencia y elasticidad para un composite posterior.

Todas las resinas compuestas valoradas cumplieron con el requerimiento de Radiopacidad, excepto Solitaire 2, (aunque para su determinación se empleó otra técnica) ya que todas las resinas (1 mm de grosor), tuvieron una radiopacidad igual o mayor que la del aluminio (2 mm de grosor), por lo que son recomendables para ser usadas como material restaurativo directo para dientes posteriores. Esta propiedad permite distinguir la presencia de una caries reincidente en un margen de la restauración.

En este estudio la resina compuesta que resultó ser más radiopaca que todas fue Filtek P60, ya que tuvo menos densidad óptica.

Todas las resinas compuestas valoradas cumplieron con el requerimiento de Opacidad al obtener un valor estándar de entre 0.35 y 0.55.

En base a las valoraciones realizadas en las resinas compuestas estudiadas, la hipótesis planteada inicialmente se cumplió ya que se observó que todas las resinas compuestas cumplen con las especificaciones para ser usadas como un material restaurativo directo para dientes posteriores.

Aunque Solitaire 2 no demostró tener una radiopacidad mayor que el aluminio en todas las demás propiedades si demostró cumplir con todas las especificaciones, de tal manera que si podría ser usada como un material restaurativo directo para dientes posteriores con la limitación de evitar su uso para

obturar una Clase II de un diente posterior, ya que una caries reincidente no se observaría con claridad en la radiografía.

Partiendo del hecho de que todas las resinas valoradas en este estudio son igual de recomendables, la resina que presentó mayor número de propiedades en general con valores adecuados en Solubilidad, Resistencia a la Flexión Modulo elástico en flexión, y Radiopacidad es Filtek P60, por lo que es la más recomendable en el mercado como material restaurador para dientes posteriores.

A la hora de elegir una resina se deben tener presentes estas valoraciones, sin embargo el diagnóstico, la técnica, y la manipulación adecuada de las resinas jugará un papel importante en el comportamiento que tendrá cada una de ellas.

Al no existir un valor de encogimiento de polimerización en la Norma 27 de la ANSI/ADA, se propone que se establezca un intervalo para determinar esta propiedad semejante a 2-3%.

Al no existir un valor de resistencia compresiva en la Norma 27 de la ANSI/ADA, se propone que se establezca un intervalo para determinar esta propiedad semejante a la resistencia compresiva del esmalte dentario en los molares de 261 MPa, para que resulte más favorable

Al no existir un valor de módulo elástico en la Norma 27 de la ANSI/ADA, se propone que se establezca un intervalo de módulo elástico en flexión semejante a la dentina de 18,500 MPa para que las resinas compuestas puedan actuar en semejanza al diente.

Bibliografía

1. J. Anusavice Kenneth et al. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. 10ª ed. México, D.F: McGraw-Hill Interamericana; 1996
2. Brown D, Watts D, Whitters, et al. Dental Materials: 1997 literature review. J Dent 1999;27:401-435.
3. Especificación No. 27 ANSI/ADA
4. Versiluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light?. J Dent Res 1998 Jun 77 (6): 1435-45.
5. Guzmán B.H. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 1ra. Edición. Bogota, Colombia: CAT Editores Ltda.; 1990.
6. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. J Dent Mater 1999 Mar 15 (2): 128-37.
7. Jandt K, Mills R, Blackwell G, Ashworth S. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). J Dent Mater 2000;16:41-47.
8. Ortengren U, Anderson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. J Dent 2001;29:35-41.
9. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. Biomaterials 1998;19:77-83.

10. Kalachandra S, Wilson T. Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials. *J. Biomaer* 1992;13:2.
11. Bertacchini S, Abata P, Blank A, Baglieto M, Macchi R. Solubility and fluoride release in ionomers and compomers. *J Dent Mater* 1999;30:193-197.
12. Chen Y, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann. Polymerization contraction stress in light cured packable composite resin. *J Dent Mater* 2001;17:253-259.
13. Torstenson B, Brannstrom M. Composite resin contraction gaps measured with a fluorescent resin technique. *J Dent Mater* 1988;4:238-242.
14. Farah J, Powers J, editors. *Condensable Composites. The Dental Advisor* 1998;15:1-4.
15. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent Mater* 1997;25:435-40.
16. Alvarez G. Carlos, Barceló S. Federico, Guerrero I. Jorge, Sáez E. Gabriel, Canseco M Miguel. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *J Dent Mater* 2004; 20::228-235
17. Cook W, Forrest M, Goodwin A. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *J Dent Mater* 1999;15:447-449.

18. Versluis A, Tantbirojn D. Deformation and stress in composite restorations due to polymerization. *Odontopediatria Adesiva e Ricostruttiva* 1997; 5: 46-51.
19. Watts D, Hindi A. Intrinsic "soft-start" polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *J Dent Mater* 1999;15:39-45.
20. Watts D, Cash A. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *J Dent Mater* 1991;7:281-287.
21. Cash A. Kinetic measurements of photo-polymerization contraction in resins and composites. *J Sci. Tech* 1991;2:788-794.
22. Watts D, Marouf A. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *J Dent Mater* 2000; 16:447-451.
23. Carvalho R, Pereira J, Yoshiyama M, Pashley D. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus Stress relief. *J Oper Dent* 1996; 21:17-24.
24. Craig Robert, J. O'Brien William. *Materiales Dentales*. 3ª ed. México, D.F: Interamericana; 1980.
25. Brosh T, Ganor Y, Belov I, Pilo R. Analysis of strenght properties of light-cured resin composites. *J Dent Mater* 1999;15:174-179.
26. Anderson, Mc Cabe, Chem C. *Materiales de Aplicación Dental*. 1º Edición española. Barcelona: Salvat Editores; 1988.

27. Combe E.C. Chem F.R. Materiales Dentales. 1° Edición. Barcelona: Editorial Labor; 1990
28. Guzmán B.H. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 1° Edición. Bogota: CAT Editores Ltda; 1990.
29. McCabe FF, Wang Y, Braem M. Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. J Biomed Mater Res Jun 5;50(3):375-80.
30. Ferracane Jack, Mitchem John. Properties of posterior composites: Results of round robin testing for a specification. J Dent Mater 1994;10:92-99.
31. Manhart J, Kunzelmann K, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. J Dent Mater 2000;16:33-40.
32. Asmussen E. Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. J Dent Mater 1998;14:51-56.
33. Craig R., O'Brien W, Power J. Dental Materials 6° Edición. St. Louis, Miss: Mosby 1996. P. 55-63.
34. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. J Dent Mater 1992 Sep 8(5):310-9
35. Xu H. Dental composite resin containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. J Dent Res 78 (7) 1999

36. Toyooka H., Taira M., Wakasa M., Fujita Y. Wada T. Radiopacity of 12 visible light cured dental composite resins. J. Oral Rehab 1993;20, 615-622.
37. Chan D. Titus H., Chung K., Dixon H., Welinghoff S. Rawls H. Radiopacity of tantalium oxide nanoparticle filled resins. J Dent Mater 1999;15:219-222
38. Murchinson D. Chariton D., Moore W. Comparative radiopacity of flowable resin composites. Quintessence International 1999; 30: 179-184
39. Espelid L., Tveit A., Erickson R., Keck S. Glasspoole E., Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. Dent Mater 1991 April 7:114-117.
40. Christensen G. Amalgam VS. Composite resin: 1998. JADA 1998;129:1757-1759
41. Product use survey (editorial). CRA Newsletter 1995;19:1-4.
42. Miyazaki M, Fukuishi K, Onose H. Influence of light irradiation on the volumetric change of polyacid-modified resin composites. J Dent 1999;27:149-153.
43. Información Científica Ivoclar-Vivadent