

01461  
3 A

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la  
UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el  
contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Rosa María

Mexico Ramos

FECHA: 17 Feb 2003

FIRMA: [Firma]

**ESTUDIO COMPARATIVO DE RESINAS COMPUESTAS  
FLUIDAS Y EMPACABLES PARA DETERMINAR  
DIFERENCIAS EN PRUEBAS FÍSICAS**

**TESIS**

Que para obtener el grado académico de  
Maestría en Odontología  
presenta:

**C.D. Rosa María Merino Ramos**

Director de tesis:

Dr. Federico Barceló Santana

Asesor:

Dr. Carlos Álvarez Gayosso

Ciudad de México

2003



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.

B

**ESTUDIO COMPARATIVO DE RESINAS COMPUESTAS  
FLUIDAS Y EMPACABLES PARA DETERMINAR  
DIFERENCIAS EN PRUEBAS FÍSICAS**

**APROBADO POR:**

**Director de tesis:**

**Dr. Federico Barceló Santana**

**Asesores:**

**Dr. Carlos Álvarez Gayosso**

**Mtro. Jorge Guerrero Ibarra**

**Mtra. Arcelia Meléndez Ocampo**

C

## AGRADECIMIENTOS

Dr. Barceló, le agradezco su ayuda para poder realizar este trabajo, la libertad para poder trabajar muy a gusto en el laboratorio y su apoyo siempre que lo necesité.

Dr. Carlos Álvarez, tu ayuda, tu tiempo, tu paciencia, tu buena disposición y tu amistad fueron fundamentales para este proyecto, fue muy agradable trabajar contigo, muchas gracias por todo.

Mtro. Jorge Guerrero, siempre que te pedí ayuda y atención, siempre me ayudaste, te lo agradezco mucho.

Mtra. Arcelia Meléndez, además de tus conocimientos, tus consejos fueron muy importantes para llegar hasta este momento, gracias por ambas cosas.

Las fotografías obtenidas con el Microscopio Electrónico de Barrido se realizaron en el Instituto de Física de la UNAM y fueron elaboradas por la Mtra. Jacqueline Cañetas, a quien le agradezco su cooperación para la elaboración de esta parte de la investigación.

## PENSAMIENTOS

D

Ma, siempre has estado allí, detrás de mí, dispuesta a ayudarme, a apoyarme, a empujarme. No te imaginas lo importante que es saber que tengo un pilar donde recargarme, tener algo seguro, incondicional, no importa qué ... siempre has estado y sé que estarás, detrás de mí. Te quiero mucho.

Fer y Dany, así como lo que mi mamá representa para mí, en la medida que pueda, quisiera serlo yo para ustedes, saben que cuentan conmigo para siempre. Los quiero tanto, tanto, casi como a Flis y a Covi. (ja, perdóneme, no me pude resistir).

Tener familia para mí (desde mi hermano al resto de mi parentela, incluida la familia del corazón) es tener recuerdos compartidos, amores, pérdidas, alegrías, dolores y preocupaciones compartidas. Es saber que no estoy sola, eso me da un sentido de identidad, de pertenencia. En la familia no se habla mucho de sentimientos, pero hay situaciones en la que se siente la presencia y el apoyo, aunque no se diga nada, eso finalmente es lo que vale.

Qué importantes han sido los amigos en mi vida, aunque hayan sido temporales, las etapas que me han acompañado, los he gozado y sufrido, me han ayudado, me han escuchado y consolado, soy afortunada, aunque algunos han cambiado, amigos nunca me han faltado.

Ada, hemos compartido un montón de cosas y de aventuras, espero que aunque nada es permanente, y acaso nuestras vidas cambian (y te vuelvas monja budista), exista la excepción de la regla y nuestra amistad sea por el trecho del camino que nos falte en esta vida.

Quiero decir que soy una orgullosa universitaria, desde la preparatoria todo lo que soy académicamente lo he logrado aquí, quiero a mi universidad por todas sus virtudes y con todo y sus defectos, y me enorgullece ser parte de su comunidad.

E

## RESUMEN

Existe en el mercado una gran cantidad y variedad de resinas dentales, ya que evolucionan continuamente; entre las de más reciente aparición están las resinas fluidas y las empacables o híbridas para dientes posteriores, ambos tipos son de obturación directa, son estéticas y relativamente fáciles de manipular. Se considera que las resinas empacables reemplazarán a la amalgama dental, por lo que es necesario realizar diversas pruebas físicas y mecánicas establecidas en la Norma ISO # 4049 e incluir pruebas de contracción que es donde mayores diferencias se encontraron; ya que aunque la Norma recomienda realizar pruebas de contracción, no establece técnica ni valores que las resinas deban cumplir. Verificar y comparar resultados entre las diversas marcas, conocer sus propiedades y características permite al cirujano dentista seleccionar de manera más adecuada el tipo de resina para cada caso en particular, así como la posibilidad de combinarlas, con el objeto de lograr la restauración más duradera con las mejores condiciones posibles.

El objetivo general de este estudio fue realizar pruebas físicas y mecánicas sobre: profundidad de curado, sorción, solubilidad, radiopacidad, resistencia a la compresión, resistencia flexural y módulo flexural de acuerdo a la Norma # 4049, además de consistencia, contracción a la polimerización (encogimiento, esfuerzo, deformación, velocidad de contracción y módulo de contracción) de acuerdo a la técnica de Watts y Cash, así como tamaño y forma de las partículas inorgánicas a través de fotografías con microscopio electrónico de barrido, de 4 resinas fluidas: Filtek Flow, Flow Line, Tetric Flow y Tirden Flow y 4 de resinas híbridas para restauración de dientes posteriores Filtek P60, Solitaire 2, Tetric Ceram y Tirden Micro Híbrido y comparar resultados.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de resinas fluidas y el grupo de resinas empacables en las diversas pruebas realizadas, sin embargo las pruebas de contracción reflejaron diferencias substanciales entre todas las resinas, esta prueba es particularmente relevante debido a que este factor junto con la adhesión, es en buena medida determinante por sí mismo del éxito o fracaso clínico de las restauraciones con resinas, que son el presente y el futuro de las restauraciones dentales.

## ABSTRACT

F

Dental market offers a great variety and quantity of polymer based filling and restorative materials due to constant evolution. Among the most recent ones we can find the fluid and packable types, both of direct application, they are esthetic and relatively easy to handle. It is considered that the packable type will substitute amalgam, this makes necessary to study different physical and mechanical tests according to the Draft International Standard # 4049", and include contraction test where we can see the greater differences, even though the International Standard recommends to fulfill contraction tests, it does not include a technique or values to accomplish. Verify and compare results between different composites, to know their properties and characteristics will let the professional select the type of polymer restorative material in a more accurate way for each case, and the possibility to mix them to achieve the best filling with the best results in terms of time and clinical success.

The objective of this study was to know the physical and mechanical properties of composites about: depth of cure, water sorption, solubility, radio-opacity, compressive strength, flexural strength, and flexural modulus, according to the International Standard # 4049, and so consistency, contraction to polymerization test (contraction, stress, strain, deformation, lineal speed of contraction, and contraction modulus) according to the Watts and Cash technique, form and size of the inorganic particles using an electronic microscope of 4 fluid resins: Filtek Flow, Flow Line, Tetric Flow y Tirden Flow, and 4 packable resins Filtek P60, Solitaire 2, Tetric Ceram Tirden Micro Hibrid and compare results.

Statistical differences were found between the group of fluid composites and the group of packable composites in different requirements established in the International Standard # 4049, contraction test reflected substantial differences between all composites, this test is particularly relevant because this issue beside adhesion, is determinant for itself in the success or clinical failure of the dental polymer restorations, that are the present and future of dental restorations.

G

## ÍNDICE

1	Introducción	1
2	Antecedentes en la Evolución de las Resinas Compuestas	2
	2.1 - Estructura y Composición de las Resinas Compuestas	5
	2.2 Formas de Clasificación de las Resinas Compuestas de acuerdo a su	9
	2.2.1 Cronología	9
	2.2.2 Utilización	10
	2.2.3 Forma de polimerización	10
	2.2.4 Tipo de partículas	10
	2.2.5 Tamaño de las partículas	12
	2.3 Antecedentes por Tipo de Prueba y Tipo de Resina	13
	2.3.1 Profundidad de Curado	15
	2.3.2 Sorción y Solubilidad	15
	2.3.3 Radiopacidad	16
	2.3.4 Consistencia	17
	2.3.5 Resistencia a la Compresión	18
	2.3.6 Resistencia Flexural	19
	2.3.7 Módulo Flexural	19
	2.3.8 Contracción a la Polimerización (Encogimiento, Esfuerzo, Deformación, Velocidad de Contracción, Contracción, Módulo de Contracción)	20
	2.3.9 Tamaño y Forma de las Partículas de Relleno	24
	2.3.10 Resinas Fluidas	24
	2.3.11 Resinas Híbridas para dientes posteriores o empacables	25
3.	Descripción de las Resinas estudiadas	28
	3.1 Tetric Flow	28
	3.2 Flow Line	28
	3.3 Filtek Flow	29
	3.4 Tirden Flow	29
	3.5 Tetric Ceram	30
	3.6 Solitaire 2	31
	3.7 Filtek P60	31
	3.8 Tirden Micro Híbrida	32
4.	Hipótesis General	33
5.	Objetivo General	33
6.	Criterios de Inclusión	33
7.	Equipo y Material	34
8.	Método. Descripción de las Pruebas	36
	8.1 Profundidad de Curado	36
	8.2 Sorción	37
	8.3 Solubilidad	39
	8.4 Radiopacidad	39
	8.5 Consistencia	40
	8.6 Resistencia a la Compresión	40
	8.7 Resistencia Flexural	41
	8.8 Módulo Flexural	42

H

8.9	Contracción a la polimerización (Encogimiento, Esfuerzo, Deformación, Velocidad de Contracción, Módulo de Contracción)	42
8.10	Elaboración de muestras para fotografiar Tamaño y Forma de las partículas inorgánicas	44
9.	Resultados	45
9.1	Pruebas Físicas	45
9.2	Pruebas Mecánicas	46
9.3	Contracción a la polimerización	47
9.4	Resultados en forma de gráficas	48
9.5	Análisis Estadístico	53
9.6	Tamaño y Forma de las partículas inorgánicas (Tabla 9.4)	58
9.7	Tamaño y Forma de las partículas inorgánicas (fotografías)	59
10.	Discusión	67
10.1	Profundidad de Curado	67
10.2	Sorción	68
10.3	Solubilidad	69
10.4	Radiopacidad	70
10.5	Consistencia	72
10.6	Resistencia a la Compresión	73
10.7	Resistencia Flexural	74
10.8	Módulo Flexural	75
10.9	Contracción a la polimerización y Encogimiento	75
10.10	Esfuerzo a la Contracción	77
10.11	Velocidad de Contracción	78
10.12	Módulo de Contracción	79
10.13	Tamaño y Forma de las Partículas de Relleno	80
11.	Observaciones	81
12.	Conclusiones	83
13.	Referencias	84
14.	Anexo	
14.1	Norma # 4049	89

## 1. INTRODUCCIÓN

La tecnología y el desarrollo de materiales en general han tenido avances considerables, especialmente en el caso de los llamados genéricamente plásticos, que corresponden a un grupo de sustancias naturales o sintéticas que provienen del grupo carbono. Son los polímeros que se aplican en muy diversos campos, como por ejemplo; en la industria automotriz y en la aviación en donde se han substituido muchas piezas metálicas por plásticos de gran resistencia y bajo peso, en la industria textil en tejidos como el nylon y el poliéster, en la ingeniería electrónica en innumerables electrodomésticos y en la industria óptica en la elaboración de lentes de contacto y lentes de policarbonato que tienen menor peso que los de cristal.

Estos cambios en la tecnología de polímeros indudablemente se han visto reflejados en los materiales dentales, y dentro de estos, en las resinas compuestas que han tenido un desarrollo y cambios notables desde su aparición hasta el momento, ya que se utilizan cada vez más en operatoria dental, odontopediatría, ortodoncia, prótesis y particularmente en odontología estética (1).

Actualmente en el mercado existe una gran cantidad y variedad de resinas dentales, constantemente se lanzan nuevas presentaciones, las hay para cementar restauraciones cerámicas y aparatos ortodónticos, para reparar fracturas y defectos en prótesis fija y removible, se utilizan para elaborar endopostes intraradiculares, para fabricar coronas, incrustaciones y frentes estéticos de manera indirecta y también existen resinas para utilizarse en diversos propósitos restaurativos directos.

Entre las de fabricación más reciente están las resinas fluidas y las híbridas densamente rellenas para obturación de dientes posteriores, ambos tipos se colocan directamente en los dientes, son estéticas y relativamente fáciles de manipular. Se considera que las resinas directas de restauración para dientes posteriores remplazarán a la amalgama dental; en algunos países esto ya es una realidad, sin embargo aún no superan las características de la amalgama. Las resinas dentales constantemente están evolucionando y tienen cada vez mayor demanda, por esta razón es importante realizar diversas pruebas físicas y mecánicas establecidas en la Norma ISO # 4049, la cual recomienda incluir pruebas de contracción sin ser obligatorias.

Algunos fabricantes proporcionan información sobre las características de sus productos y resultados sobre pruebas que ellos mismos realizan antes de lanzarlas al mercado, pero no en todos los casos, esto hace necesario verificar y comparar resultados entre las diversas marcas, sus propiedades y características, ya que permitirá al cirujano dentista seleccionar de manera más adecuada el tipo de resina para cada caso en particular, así como la posibilidad de combinarlas, con el objeto de lograr la restauración más duradera con las mejores condiciones posibles.

## 2. ANTECEDENTES EN LA EVOLUCIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Los materiales de restauración que se utilizan en la boca del paciente de manera permanente son diversos y pueden catalogarse de acuerdo al tipo de material.

Tradicionalmente se han utilizado materiales sobradamente probados como amalgama y oro, sin embargo actualmente existe una tendencia cada vez mayor a utilizar materiales estéticos, específicamente resinas, las cuales han mejorado sus características a través del tiempo.

Las resinas dentales son polímeros que han tenido una rápida evolución en la industria con el propósito de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas; con gran rapidez se desarrollan nuevos productos, formas de presentación y cambios en su composición. Hay que tomar en cuenta que por su facilidad de manipulación, costo accesible, relativa rapidez en el tiempo de trabajo y estética, es el material que podría sustituir en buena medida o quizá hasta totalmente a largo plazo, a los materiales que tradicionalmente se han utilizado para restauraciones. Es necesario mencionar que algunos estudios muestran que es una alternativa restaurativa además de la amalgama, pero no un sustituto de la misma, ya que sus propiedades no han mostrado hasta este momento de manera absoluta superar las características de ésta (49).

Existe una gran variedad de resinas en el mercado y hay diversas clasificaciones, lo que ha causado mucha confusión. Para conocer sus características, propiedades y limitaciones se cuenta con reportes de estudios que se han realizado y en algunos casos con comparaciones entre algunas resinas; también está la información del fabricante, aunque en ocasiones no es suficiente.

Las pruebas de resistencia flexural y contracción específicamente, muestran diferencias significativas entre las diversas marcas, particularmente entre las que tienen básicamente la misma formulación pero diferentes proporciones entre sus componentes, como son las resinas fluidas e híbridas para dientes posteriores.

Por éstas razones vale la pena observar las diferencias en las propiedades físicas, mecánicas y de contracción que presentan algunas de las resinas comúnmente disponibles en nuestro medio, conocer sus características y limitaciones, de manera que se justifique con mayor precisión su utilización.

El Laboratorio de Materiales Dentales de la Facultad de Odontología cuenta con el equipo para realizar las pruebas físicas y mecánicas que marcan las normas internacionales como la ISO # 4049 para materiales de restauración basados en polímeros.

El material para restauración de dientes anteriores utilizado antes de la resina y que se seleccionó por tener una apariencia más cercana al diente fue el cemento de silicato cuyo uso data de 1871 y fue utilizado hasta los años setentas. Presentaba defectos clínicos y fallas a corto plazo, tenía elevada acidez, era soluble en los fluidos bucales y tenía dificultad para pulirse (1, 2).

Las resinas acrílicas de activación química para uso dental, se desarrollaron a finales de los años cuarenta y principio de los cincuenta; estaban compuestas básicamente por metacrilatos. Se comenzaron a utilizar como materiales de restauración porque se les reconocieron

características de insolubilidad, estética, no deshidratación, economía y facilidad de manejo, sin embargo entre sus características también estaba una alta contracción de polimerización, elevado coeficiente de expansión térmica, baja velocidad de curado y decoloración, por lo que posteriormente se agregaron partículas inertes como relleno, que como no tenían enlace químico con la matriz presentaban defectos microscópicos entre las partículas retenidas mecánicamente y la resina, manchando los dientes por la filtración de fluidos; asimismo tenían poca resistencia a la compresión (1, 60).

Ralph Bowen del National Bureau of Standards, desarrolló en 1962 el Bisfenol A diglicidil metacrilato mejor conocido como Bis-GMA, que básicamente está formada por dos moléculas de glicidil metacrilato (GMA) ó "dimetacrilato", unidas por una molécula de bisfenol-A (Bis) que es una molécula menos hidrofílica que las resinas de metacrilato (2, 3); más tarde, en 1964 salió al mercado la primera resina comercial basada en Bis GMA de polimerización química fabricada por 3M, llamada Concise (79).

En principio las resinas para restauraciones dentales tuvieron muchas limitaciones para utilizarse a causa de 3 grandes fuerzas destructivas, la humedad del medio bucal, la contracción y el desgaste por el uso, características comunes de las primeras resinas con las que era difícil restaurar cavidades de gran tamaño, provocaban mal sellado marginal, absorbían considerable cantidad de agua y presentaban alta rugosidad en la superficie (78).

Lutz en 1983 definió los materiales de restauración basados en resina como una combinación tridimensional de al menos dos materiales químicamente diferentes con interfase diferente y estableció que generalmente una resina dental se compone de tres fases: a) la fase orgánica (matriz), b) la fase interfacial (los agentes de acoplamiento) y c) la fase dispersa (el relleno) (61).

Cuando las partículas de relleno se cubrieron con silano que actuó como agente de unión entre éstas y la matriz orgánica, se logró un enlace químico con la resina (3).

El peso molecular del Bis GMA es mayor que el del MMA (metil metacrilato) lo que reduce la contracción al polimerizar y la absorción de agua. El dimetacrilato amplía el enlace cruzado y mejora las propiedades del polímero, por lo que las propiedades de la matriz y el enlace de relleno produjeron un material muy superior a las resinas acrílicas sin relleno (3).

A finales de los años ochentas se diseñaron resinas para dientes anteriores y para posteriores, los primeros tenían como prioridad la estética, los segundos resistencia; el material no permitía tener ambas características juntas, con el paso del tiempo fueron mejorando y a partir de entonces se han elaborado diversas composiciones en las resinas (3).

En realidad no han existido cambios substanciales en los últimos 30 años desde que Bowen desarrolló el Bis GMA y en Alemania se desarrolló el UDMA, sin embargo en 1998 se desarrolló la tecnología Ormocer (Definite Degussa, Ag, Hanau, Alemania), que significa cerámicas modificadas orgánicamente, y se caracterizan por copolímeros orgánicos-inorgánicos, de manera que permiten la modificación de los parámetros mecánicos para manipularse como una resina dental híbrida (42).

Otro desarrollo más, en 1998 fue el de Aristón pHc, Vivadent, Schaan, Lichtenstein, que libera iones hidroxilos de fluor y calcio dependiendo del valor del PH, el cual al decrecer debido a la presencia de placa bacteriana libera iones y viceversa, a través de un relleno de vidrio alcalino que pretende reducir la formación de caries secundaria en los márgenes de la restauración, al

inhibir el crecimiento bacteriano y la desmineralización causada por los microorganismos cariogénicos (42).

Douglas publicó un estudio sobre una resina hidrofóbica basada en un análogo de fluorocarbono de un alquilmecrilato y un bisfenol que polimeriza con luz azul. En los resultados a las pruebas físicas y mecánicas encontró que tenía una baja sorción de agua, buenos ángulos de contacto y en general resultados comparables a las resinas que contienen Bis GMA (65).

Se les ha llamado resinas compuestas, composites o resinas dentales directas, las variedades que se utilizaron en esta investigación fueron las fluidas para obturación de dientes anteriores y las resinas para dientes posteriores, en este segundo caso, han sido llamadas de diversas formas por los fabricantes y diversos autores como: empacables, condensables, híbridas, híbridas avanzadas, micro híbridas para dientes posteriores, de cuerpo pesado y densamente rellenas. En varios artículos las resinas empacables se han considerado diferentes a las híbridas, las empacables se caracterizan por una carga de material de relleno mayor a la de las resinas híbridas convencionales y por la distribución de la carga de relleno, además se fabrican con una consistencia más densa (27, 42).

También se encontró que no hay un acuerdo general en cuanto a qué marcas específicas son empacables y cuales híbridas, en alguna publicación una misma marca de resina se consideró híbrida y en otro caso empacable, sin embargo tienen las mismas características básicas para obturación de dientes posteriores y no tienen diferencias substanciales.

En éste estudio se les nombrará resinas fluidas y resinas empacables o híbridas para dientes posteriores.

Las resinas sintéticas dentales se basan generalmente en polímeros de metacrilatos que proporcionan las características que requieren las resinas dentales, como son manipulación, estética, propiedades físicas y biológicas (2).

Las resinas compuestas son biomateriales que se utilizan como un tratamiento que reemplaza parte de un tejido y devuelve la función del diente, por lo tanto deben ser compatibles con los tejidos del organismo, no ser peligrosos para la pulpa y los tejidos blandos, no deben contener sustancias tóxicas que pudieran ser liberadas y absorbidas en el sistema circulatorio y causar una respuesta tóxica generalizada, deben estar libres de sensibilizantes potenciales que pudieran causar respuestas alérgicas y no deben tener potencial carcinógeno, deben ser insipidas, inodoras, insolubles en saliva o cualquier fluido que se introduzca en boca, impermeables a fluidos y deben enlazarse a la estructura del diente para evitar el crecimiento microbiano (2).

Deben tener propiedades físicas como alta resistencia para soportar el impacto de fuerzas, resiliencia para resistir las fuerzas de masticación y estabilidad dimensional a pesar de los cambios térmicos. Baja contracción de polimerización, baja absorción de agua, coeficiente de expansión térmica similar a la estructura del diente, radiopacidad ligeramente mayor a la del esmalte, alta fuerza de adhesión al esmalte y dentina, ser de fácil manipulación para dar forma, terminado y pulido. Además tener bajo costo y no requerir equipo costoso (2, 60).

Para ser estéticas deben tener translucidez y color para tener una apariencia natural y no tener cambios de color o de apariencia (2).

En las resinas dentales existen 2 temas fundamentales que determinan en buena medida el éxito o fracaso de las restauraciones con este material, estos son: la contracción de polimerización que se estudia en esta investigación y la adhesión, que aunque el tema no está incluido en éste estudio, vale la pena mencionar algunos aspectos básicos sobre el mismo.

La odontología adhesiva se puede expresar como una simple relación entre adhesión y esfuerzo. Si la adhesión puede soportar el esfuerzo, la técnica será exitosa, aunque hay muchos factores de esfuerzo como el tiempo, temperatura y química, además del esfuerzo mecánico de la oclusión (40).

Para funcionar clínicamente la fuerza de adhesión, que requiere tiempo, debe desarrollarse más rápidamente que la tensión de contracción a la polimerización, la inhibición de oxígeno en capas muy delgadas de resina no permite la adhesión, esto es particularmente relevante para los agentes de adhesión a la dentina de un solo componente, así mismo, capas gruesas pueden contribuir a la degradación de márgenes en el esmalte (36, 40).

Cuando se ve afectada la adhesión causa micro filtración, caries secundaria, pérdida marginal del material restaurativo, sensibilidad postoperatoria y propagación de micro fracturas en el esmalte (46).

## 2.1 ESTRUCTURA Y COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas están formadas por polímeros. Un polímero es una molécula muy grande formada por la unión de muchas moléculas más pequeñas llamadas monómeros. Los polímeros están formados en su mayoría por carbono, hidrógeno, oxígeno y nitrógeno. Se ordenan en cadenas y sus propiedades varían al modificar el tamaño de las moléculas y la longitud de las cadenas (69).

La polimerización es la reacción que sufren los monómeros para formar polímeros que pueden ser naturales o sintéticos, los naturales son por ejemplo: las proteínas, ácidos polinucleicos y polisacáridos entre otros. Los sintéticos se producen en el laboratorio por reacciones químicas, como en el caso de las resinas dentales (69).

La polimerización ocurre a través de una serie de reacciones químicas intermoleculares capaces de tener un proceso indefinido y no completarse nunca. Los monómeros se enlazan en cadenas formando polímeros por enlaces covalentes. El crecimiento de las cadenas de un polímero es un proceso aleatorio, algunas cadenas crecen más rápidamente que otras, y terminan más rápidamente, por lo que no todas tienen la misma longitud, y tienen diferentes pesos moleculares, por esta razón el peso molecular de un polímero es un valor promedio (1,2,77).

El grado de polimerización es el número de unidades de monómero unidas. El peso molecular es igual al grado de polimerización multiplicado por el peso molecular de las unidades repetidas (1,2,77).

La mayoría de polímeros son macromoléculas, en odontología hay macromoléculas de polímeros inorgánicos como dióxido de silicio que puede ser relleno inorgánico común en las resinas dentales para restauración (77, 80).

De los componentes de las resinas dentales compuestas se encuentran los siguientes:

- Monómeros principales (los de más alto peso molecular) como Bis GMA (Bisfenol A-diglicidil metacrilato) (Fig. 2.1), algunos productos usan monómeros alternativos como dimetacrilatos de uretano UDMA (Fig. 2.3) (2, 60, 77).
- Monómeros diluyentes (los de más bajo peso molecular) que reducen la viscosidad del material, permiten una mezcla apropiada con los componentes inorgánicos y facilitan la manipulación clínica, entre estos están: a) el metacrilato de metilo (monofuncional), b) el Trietilen-glicol dimetacrilato o TEGDMA (difuncional) (Fig.2.2)(77).
- Rellenos inorgánicos como sílice coloidal, aluminosilicatos de litio, cuarzo cristalino o vidrios de bario, aluminoboratos de sílice y zinc, vidrio de iterbio, zirconia y vidrio de estroncio, este último permite pulir más fácilmente la resina (60, 69, 77).
- Agentes de enlace como el silano (Fig. 2.4) que proporciona un enlace entre el material de relleno y la matriz orgánica (60).
- Activadores o iniciadores como la camforoquinona muy comúnmente utilizada o un a-dikestone y una amina (1,60).
- Inhibidores de la polimerización como la hidroquinona, ésta tiene la desventaja de causar decoloración, razón por la que se modificó a un éter monometilo de hidroquinona y se utiliza en cantidades de partes por millón, ya que durante el tiempo de almacenamiento los monómeros de dimetacrilato pueden polimerizar (77).
- Estabilizadores como las benzofenonas para evitar la decoloración que puede ocurrir con el paso del tiempo, éstos componentes absorben la radiación electromagnética mejorando la estabilidad del color (77).

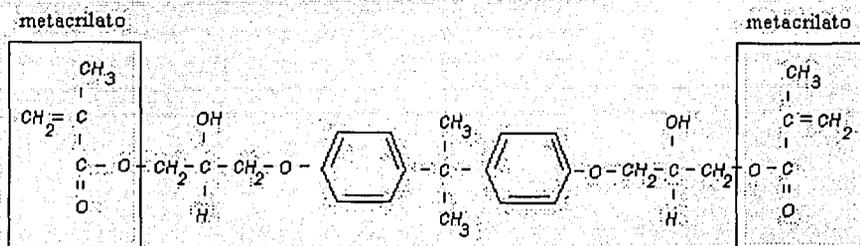


Figura 2.1 Bis-fenol A diglicidil metacrilato (Bis GMA)

La estructura de Bis GMA, un éster aromático de un dimetacrilato sintetizado a partir de una resina epóxica (etilenglicol de Bis-fenol A) y metil metacrilato, es extremadamente viscosa. Los extremos son metacrilatos, por ello a este tipo de resinas se les denomina diacrilatos. La

TESIS CON  
FALLA DE URGEN

reacción de polimerización se produce por la apertura de los dobles enlaces de dichos metacrilatos (Figura 2.1).

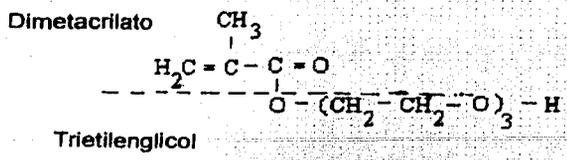


Figura 2.2 Trietilen glicol di metacrilato (TEGDMA)

TEGDMA es un monómero funcional compatible con el Bis GMA que se combina con éste para disminuir la viscosidad (Figura 2.2).

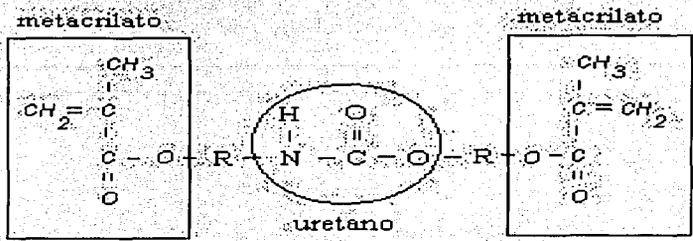
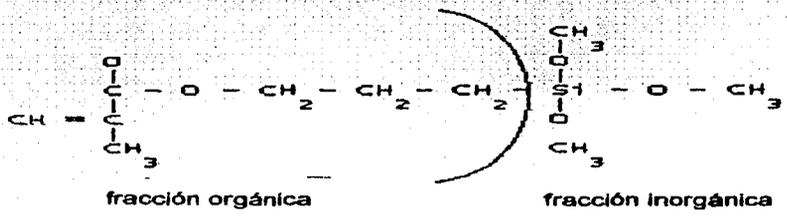


Figura 2.3 Dimetacrilato de uretano (UDMA)

Una molécula de dimetacrilato con unión de uretano en combinación con el Bis GMA presenta efectos significativos sobre las propiedades mecánicas de las resinas compuestas debido al enlace químico del uretano que es muy flexible (Figura 2.3).



3-metaciloxipropiltrimetioxisilano

Figura 2.4 Silano

El Silano es un polímero de silicón que incorpora algunas de las propiedades tanto de los compuestos carbono-hidrógeno como oxígeno-silicio. Son estables a muchas condiciones

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

químicas y dependiendo de su grado de polimerización pueden presentarse desde una forma líquida como los aceites o viscosa como las resinas (Figura 2.4).

El silano es un agente de acoplamiento entre la matriz orgánica y el material de relleno que permite que la matriz del polímero más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. Aplicado en forma adecuada mejora las propiedades físicas y mecánicas, además proporciona estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.

De la información encontrada en cuanto a polímeros dentales en general y composición de las resinas está lo siguiente:

Las resinas están compuestas con varios monómeros y oligómeros de metacrilato, sin embargo es sabido que los metacrilatos pueden ser tóxicos, causar alergia y son mutagénicos particularmente para la pulpa (44). Cuando quedan monómeros residuales en la reacción química pueden causar reacciones alérgicas (77).

La cantidad de Bis GMA, UDMA y TEGDMA en la composición de la resina, varía su comportamiento a las pruebas físicas, en un estudio realizado por Asmussen se encontró que la sustitución de Bis GMA o TEGDMA por UDMA causa un incremento en la resistencia flexural y tensil y la sustitución de Bis GMA por TEGDMA incrementa la resistencia a la tensión pero reduce la resistencia flexural, también encontró que para una cierta cantidad de UDMA, las variaciones en la cantidad de Bis GMA y TEGDMA aumenta el módulo de elasticidad, pero al incrementar la cantidad de UDMA el módulo flexural disminuye, el estudio sugiere que las resinas basadas en UDMA mejoran sus propiedades mecánicas en comparación a las resinas que tienen como base Bis GMA. Estos resultados permitieron concluir que seleccionando combinaciones específicas de estos componentes, se pueden diseñar resinas con propiedades concretas para ciertos usos (43).

Los monómeros difuncionales tienen menos contracción a la polimerización que los de metacrilato de metilo, dan más estructura de enlace cruzado, son más duros y fuertes, tienen menor coeficiente de expansión térmica; son menos volátiles y dan polímeros con menor absorción de agua (1).

El material de relleno tiene efecto sobre las propiedades mecánicas como la resistencia a la compresión, módulo de elasticidad a la flexión y dureza, reduce el coeficiente de expansión térmica, contribuye a la estética ya que el vidrio es el que proporciona la translucidez que permite que se refleje el color de la dentina circundante, reduce la contracción durante la polimerización y proporciona radiopacidad (1,77).

Swartz, encontró que a mayor cantidad de material de relleno aumentaba la dureza, la resistencia compresiva y disminuía la absorción de agua, incluso mejoró ligeramente la profundidad de curado, en estos resultados influyó ligeramente el tamaño de la partícula de relleno siendo mejor que la partícula fuera un poco mayor, las de tamaño de partícula de 2 micras comparativamente con las de 15 micras tuvieron menor profundidad de curado, resistencia compresiva, absorción de agua y resistencia a la abrasión (55).

Hay estudios como el de Beatty, en los que el silano, un agente de acoplamiento, mejoró mucho el comportamiento en las pruebas físicas de las resinas, cuando éstas contenían partículas silanizadas la absorción de agua fue menor (54).

Mohsen y Craig encontraron que la silanización del material de relleno consistente en zirconia sílice y la matriz orgánica UDMA, tuvo como resultado un incremento significativo de la

resistencia a la tensión y transversa, debido a que la adhesión que proporciona el silano entre el material de relleno y la matriz orgánica, mejora la transferencia de la tensión de una partícula a otra y entre la débil matriz orgánica, también disminuye la absorción de agua en comparación con controles no silanizados, probablemente debido a que la unión del silano al relleno aun no hidrolizado por la humedad, proporciona algún grado de protección tanto a la resina como al material de relleno contra la deterioración hidrolítica, que se produce por el rompimiento de las uniones químicas en la resina o el reblandecimiento por la acción de plastificación que provoca el agua (52).

Söderholm obtuvo a través del microscopio electrónico de barrido, imágenes que muestran una clara diferencia en la superficie de fractura de resinas tratadas y no tratadas con silano, concluyó que las resinas tratadas con silano se unían mejor a la matriz orgánica en contraste con los no silanizados (57).

El uso de fluor en el sistema de monómeros sugiere que mitiga los efectos negativos en los márgenes abiertos en la interfase diente-resina, consecuencia de la contracción a la polimerización (39).

## 2. 2 FORMAS DE CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS

Para clasificar las resinas se han considerado factores como: evolución, cronología, utilización para dientes anteriores o posteriores, forma de polimerización, tamaño, distribución, cantidad, tipo de las partículas de relleno y técnicas de fabricación (10, 61, 63).

### 2. 2. 1. CRONOLÓGICA

Ésta ha sido la evolución de las características básicas que han tenido las resinas.

- Primera Generación.- Con una fase orgánica de 70 %, con esferas y prismas de vidrio, eran resinas de macro partículas y eran de colocación directa al diente.
- Segunda Generación.- Con una fase orgánica de 50 a 60% y mayor porcentaje de partículas inorgánicas. Es la generación de las resinas de micro partículas. De colocación directa al diente.
- Tercera Generación.- Corresponde a los híbridos con partículas de tamaño micro y partículas mayores llamadas finas. De colocación directa al diente.
- Cuarta Generación.- Con alto porcentaje de refuerzo inorgánico con vidrios cerámicos y vidrios metálicos. De colocación directa al diente.
- Quinta Generación.- Resinas compuestas para dientes posteriores, se elaboran en el laboratorio dental, técnica indirecta (1).

## 2. 2. 2 UTILIZACIÓN

Se basan en: la Norma # 4049 de ISO, y la # 27 de la ADA ambas tienen dos categorías para restauraciones de resinas directas dependiendo donde serán utilizadas, y son:

Tipo 1.- Material de restauración basado en polímeros, en el que el fabricante establezca que es adecuado para restauraciones que involucren superficies oclusales.

Tipo 2.- Todos los materiales restantes basados en polímeros que sean material de restauración.

## 2. 2. 3 FORMA DE POLIMERIZACIÓN

Hay tres clases de materiales de restauración y base por la forma de polimerización y son los siguientes:

Clase 1.- Materiales de auto polimerizado en el que se mezclan una base y un activador.

Clase 2.- Materiales activados por energía externa cuya polimerización se afecta por la aplicación de energía de una fuente externa del tipo de luz azul o calor y que se subdivide de la siguiente forma:

Grupo 1.- Materiales que requieren que la energía sea aplicada intra bucalmente.

Grupo 2.- Materiales que requieren que la energía se aplique extra bucalmente.

Clase 3.- Materiales de polimerización dual que polimerizan por la aplicación de energía externa y también tienen un mecanismo de autocurado presente (81).

## 2. 2. 4 TIPO DE PARTÍCULAS

Existe una gran cantidad de resinas compuestas en el mercado, en los reportes publicados se puede ver que se ha hecho una variedad de clasificaciones en relación al tipo de partículas, tamaño y forma de elaboración que han creado confusión, la misma marca comercial de resina puede caer en grupos muy diferentes, de manera que finalmente sigue quedando la misma duda en cuanto a que tipo de resina es y a qué grupo corresponde de manera confiable; Lang y colaboradores encontraron que la clasificación de resinas usadas comúnmente necesitan una revisión si se pretende que sirvan para parámetros cuantitativos y cualitativos tomando en cuenta el contenido de partículas de relleno de estos materiales (42).

Willems publicó que al agrupar las resinas sobre la base del tamaño y tipo de partículas de relleno se correlacionaban las propiedades físicas y mecánicas, estableció que el módulo de elasticidad a la flexión, la dureza de la superficie y la rugosidad intrínseca de la superficie parecen ser los datos más relevantes para el comportamiento mecánico de las resinas en la clínica (10).

Lang en 1992, publicó una recopilación de las diversas clasificaciones de las resinas y propuso otro método de clasificación de acuerdo al contenido de partículas de relleno. El método que utilizó fue separar las partículas de relleno de la matriz orgánica por una técnica de lavado (63).

El primer sistema de clasificación fue introducido por Lutz y Phillips (1983); desde entonces, otros sistemas se han sugerido por Leinfelder (1989), Roulet (1987), Marshall y col. (1988) y Hosada y col. (1990).

Las bases para la clasificación de Lutz y Phillips (1983) es de acuerdo a los materiales de relleno organizado en 3 clases básicas.

Los tres tipos de relleno de partículas son:

- 1) relleno macro tradicional,
- 2) micro relleno (silica pirogénica)
- 3) micro relleno complejo con 3 subgrupos:
  - a) material de micro relleno pre polimerizado,
  - b) micro relleno pre polimerizado de partícula esférica
  - c) material de micro relleno aglomerado.

Los 4 tipos de resinas basadas en este tipo de relleno son:

- 1) resinas tradicionales
- 2) resinas complejas híbridas
- 3) resinas homogéneas de micro relleno
- 4) resinas heterogéneas de micro relleno.

El grupo heterogéneo fue subdividido en tres grupos:

- a) partículas prepolimerizadas de splint
- b) partículas prepolimerizadas esféricas
- c) partículas de microrelleno aglomeradas.

El sistema de clasificación de Roulet (1987) es muy similar al de Lutz y Phillips (1983) difiriendo solamente en el número de clases de resinas, sugiere la siguiente clasificación con 4 divisiones:

- 1) resinas tradicionales
- 2) resinas híbridas
- 3) de micro relleno homogéneo
- 4) micro relleno no homogéneo.

El grupo relleno no homogéneo se subdivide en 3 grupos:

- a) partículas pre polimerizadas en forma de astilla
- b) micro relleno pre polimerizado esférico
- c) micro relleno aglomerado

Leinfelder (1989) propuso 5 categorías:

- 1) partículas grandes convencionales

- 2) intermedias
- 3) partículas finas
- 4) micro relleno
- 5) híbridas.

Marshall y colaboradores las clasificó así:

- 1) por el tamaño de relleno, peso y volumen subdividido en:
  - a) partículas sin relleno
  - b) micro relleno
  - c) híbridas
  - d) para restauración de dientes anteriores
  - e) macro relleno
  - f) midi relleno
  - g) híbridas para posteriores.
- 2) el método de adición del relleno subdividido en:
  - a) relleno homogéneo, midi, micro e híbridas, o
  - b) relleno heterogéneo ( micro relleno e híbridas).

El sistema de Hosada y colaboradores (1990) consistió en 5 grupos primarios y 2 categorías hipotéticas. Las 2 categorías hipotéticas se basaron en la forma del relleno de la partícula y la distribución.

- 1) resinas tradicionales
- 2) micro relleno
- 3) tipo micro relleno
- 4) híbrido
- 5) semi híbrido o de relleno pesado.

El elemento más común de los 5 sistemas es la nomenclatura, todos utilizan términos como microrelleno, partícula fina, híbrido, etc. Pero los parámetros descriptivos y cuantitativos entre uno y otro sistema son diferentes (63).

Por ejemplo, los términos tradicionales, micro relleno, partícula fina, híbridos etcétera, son utilizados en los diversos sistemas, las descripciones o los parámetros cuantitativos para estos términos son diferentes de un sistema a otro. Todos tienen en común el tamaño de las partículas de relleno y el proceso de elaboración de las partículas de relleno (10,61,63).

## 2. 2. 5. TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS

Tradicional .-	20 - 50 $\mu\text{m}$ Leinfelder 1989.
	30 - 59 $\mu\text{m}$ Leinfelder 1991.
	5 - 40 $\mu\text{m}$ Bowen 1962.
Intermedia .-	1 - 5 $\mu\text{m}$ Leinfelder 1989, 1991.
Fina .-	0.05 - 1 $\mu\text{m}$ Leinfelder 1989, 1991.

Híbridas .-            Midirelleno    1- 5  $\mu\text{m}$   
                           Minirelleno    < 1  $\mu\text{m}$   
                           Microrelleno 0.04  $\mu\text{m}$

Contiene partículas de sílica coloidal en 15 a 25% del peso del relleno (75).

Micro relleno.- 0.04 - 0.06  $\mu\text{m}$  Leinfelder 1991. (63).

Un examen crítico de los parámetros descriptivos y cuantitativos usados para describir los términos comunes para la mayoría de los sistemas, demuestra algunas de las mayores diferencias, así como algunas de las confusiones que han causado.

## 2. 3. ANTECEDENTES POR TIPO DE PRUEBA Y TIPO DE RESINA

Es evidente que el tema de las resinas y todo lo que involucra es muy complejo, muchos factores que afectan a las resinas se entrelazan por lo que no fácilmente se pueden separar los diversos conceptos. Por esta razón, para tener una visión más general mencionaré algunos conceptos de las resinas que no están incluidos en las pruebas físicas y mecánicas que se aplicaron y valoraron.

Se ha publicado acerca de la rugosidad de la superficie que se obtiene al colocar resinas de micro y macro relleno, también sobre terminado de la misma con diferentes tipos de pulido, lo importante en relación a este tema, es que entre más rugosa sea la superficie puede haber colonización de bacterias, lo que provocaría junto con el problema de la contracción, caries reincidente (11).

En las referencias que menciono a continuación, los autores coincidieron en que al utilizar la cinta mylar cubriendo la resina antes de polimerizar, se lograba la superficie más tersa en todos los diferentes tipos de resinas; así mismo coincidieron en que las piedras blancas dan la peor superficie de pulido. El pulido intermedio se lograba utilizando discos de carburo de silicio y fresas de óxido de aluminio ó fresas de diamante de partícula muy fina (9,12,13,14).

Diversos sistemas de pulido se han desarrollado comercialmente, en las investigaciones sobre el tema, varios investigadores encontraron que el brillo de las resinas es directamente proporcional a la suavidad de la superficie, Berastegui por ejemplo, encontró que se pulen mejor las resinas de micro relleno que las híbridas; en general se concluyó que la forma fácil para obtener una superficie tersa fue simplemente cubrir la resina con cinta mylar al polimerizar (14,15,16, 17,18,19, 20).

El fluor tópico causa rugosidad en la superficie de las resinas como lo muestra Sousa en un estudio en que utilizó enjuagues y gel con fluoruro en resinas como Herculite XR (6).

Por otra parte Soderholm y colaboradores calcularon con un modelo matemático el nivel de tensión entre las resinas con relleno; lo que puede causar fracturas en la matriz de la resina, y encontraron que las resinas que contienen fracciones pequeñas de micro partículas, tienen muy buena resistencia al desgaste comparados con las resinas que contienen concentraciones de relleno mayores por lo menos durante los primeros 5 años de uso (29).

Las resinas de micro relleno que se crearon para mejorar la rugosidad de la superficie, contienen partículas inorgánicas de sílice pirólica de 0,007 y 0,01  $\mu\text{m}$  de diámetro (64); en un estudio de Labella mostraron baja contracción y baja rigidez, una combinación que puede causar menos daño en la interfase (36).

Las resinas híbridas mezclan micro relleno y macro relleno, se crearon para mejorar las propiedades de las resinas al combinar las propiedades que cada uno tiene en cuanto a resistencia al desgaste y coeficiente de expansión térmica al reducir la pérdida de las partículas de relleno de la superficie (1,60).

Las resinas sufren degradación marginal, sobre todo las resinas de micro relleno, a diferencia de otras con material de relleno de mayor tamaño, no están indicadas en cavidades grandes por su bajo módulo de elasticidad y facilidad de fractura, tienen altos valores de expansión térmica, sorción de agua, desgaste in vitro y son más susceptibles a la deformación oclusal (10, 49, 64).

La degradación marginal se asocia a la fatiga de tensión de la resina, las resinas de micro relleno tienen una fatiga tensil menor que los materiales con carga de relleno más pesada, estos factores también se relacionan a resistencia de compresión (64).

Baratieri en un estudio reciente, encontró que la sensibilidad postoperatoria que pueden causar las resinas, se presenta sobre todo en dientes que previamente habían sido tratados con alguna restauración y a los que se colocó resina (97).

Para algunos autores, la polimerización de las resinas dentales está altamente influenciada por el tipo e intensidad de la unidad de luz que se utilice, habitualmente se utiliza luz halógena (LCU), también influye el tiempo que la lámpara tenga de uso porque va disminuyendo la intensidad de la luz y esto puede provocar una menor conversión de monómeros, lo que causaría implicaciones clínicas negativas (21).

En un estudio sobre la relación del grado de conversión de los monómeros durante la polimerización; se encontró que irradiando 40 segundos a 200m W /cm<sup>2</sup> y 10 segundos a 200 W /cm<sup>2</sup> a diferencia de valores como 40 segundos a 750m W /cm<sup>2</sup>, se provoca una reducción en el grado de conversión de monómeros en la resina pero se reduce la contracción (22).

Felizer reportó que una alta intensidad de luz aumenta la contracción; es preferible utilizar baja intensidad de luz para mantener una buena integridad marginal reduciendo la tensión al polimerizar (23).

Versluis encontró que la orientación de la luz no difería significativamente la dirección de la contracción, por lo que dentro de los factores que afectan al éxito de las resinas, éste no es uno que haya que considerarlo mayormente (24).

En cambio Asmussen reportó que la dirección de la contracción era producto de la interacción entre la dirección de la luz, la adhesión y el grosor del material (25).

Al estudiar los diversos tipos de experimentos, es necesario definir algunos términos para entender el significado de algunas pruebas.

Se produce tensión cuando se aplica una fuerza externa a un material, y se crea una fuerza interna igual en magnitud pero en dirección opuesta que se mide en unidades de fuerza por unidad de área, por ejemplo Newtons / mm<sup>2</sup> (80).

La resistencia del material se define como la fuerza o carga máxima que un material soporta antes de romperse totalmente (2,80).

Los materiales pueden ser sometidos a: compresión, tracción o fuerzas tangenciales; estos fenómenos ocurren durante la masticación, por esta razón la importancia de realizar pruebas físicas a los materiales de restauración (77).

Para facilitar la lectura, se mencionarán por tema los conceptos de las pruebas realizadas, la información bibliográfica encontrada y la implicación clínica.

### **2. 3. 1 PROFUNDIDAD DE CURADO**

Al restaurar un diente, se deben colocar y fotopolimerizar capas de resina no mayores a 2 mm de grosor, es importante que la resina polimerice totalmente ya que de lo contrario podría quedar un fondo suave sin polimerizar y una capa dura polimerizada en la superficie, esto es más factible de suceder en cavidades de dientes posteriores que generalmente tienen mayor profundidad que las cavidades de dientes anteriores, un fondo suave provocaría el fracaso de la restauración ya que no tendría resistencia alguna a la compresión y se fracturaría, por esta razón es importante respetar la polimerización en capas y asegurarse que la resina que se utilice tenga una profundidad de polimerización de 2 mm o mayor (24).

Para que se inicie la fotopolimerización es necesario que la resina contenga una amina que actúe como fotoiniciador con la presencia de luz visible en una longitud de onda de 470 nanómetros aproximadamente, se produzca un estado de excitación del fotoiniciador, interacción con la amina y se formen radicales libres que inicien la polimerización; el fotoiniciador comúnmente utilizado es camforoquinona en aproximadamente 0.2 % en peso (1,2).

La concentración de partículas de relleno entre más alta, incrementa la profundidad de curado de una resina (36).

### **2. 3. 2 SORCIÓN Y SOLUBILIDAD**

La sorción involucra a los fenómenos de absorción y adsorción de líquidos, el primer fenómeno se refiere a la penetración de líquido en la masa de un sólido; la adsorción se refiere a la concentración de moléculas en la superficie de un sólido o líquido. La sorción puede afectar a los materiales reduciendo sus propiedades mecánicas y resistencia al desgaste (2, 27, 67).

La matriz orgánica es la responsable de la sorción de agua y provoca un aumento de tamaño en la restauración; por otra parte, las resinas se contraen al polimerizar, sin embargo, la absorción de agua no compensa la contracción, además, el efecto de la sorción en la degradación de las propiedades de las resinas es irreversible, causa desadaptación, irritación dentino-pulpar y cambios de color (1,60).

Se encontró que la resistencia a la fatiga flexural disminuye cuando hay absorción de agua. Por esta razón para compensar este problema se desarrolló una resina hidrofóbica basada en un fluorocarbono análogo de un alquil metacrilato y bisfenol que tiene menor sorción (68, 70).

Kalachandra encontró en relación al BisGMA y TEGDMA, que la absorción de agua se incrementó al aumentar de 0 a 1.0 la proporción de TEGDMA (96).

Las resinas de micro relleno tienen aparentemente un potencial mayor a decolorarse por pigmentos solubles en agua, también se encontró que la disolución de iones inorgánicos en agua es variable dependiendo de la composición del relleno y el tratamiento que este tenga (67).

La silanización del material de relleno de la resina incrementa la resistencia al esfuerzo de tensión y transversal, disminuye la absorción de agua comparativamente a controles no silanizados debido a que la unión del silano al relleno inorgánico y orgánico de la matriz, mejora la transferencia de esfuerzo de una partícula de relleno a otra a través de la débil matriz orgánica. La disminución de la absorción de agua podría deberse a la adhesión del silano al relleno que aun no se hidroliza por la humedad, o a que el silano provea algún grado de protección a la resina y al relleno ante la deterioración hidrolítica (52).

En cuanto a la importancia clínica de la prueba de solubilidad, podemos decir que si una resina es soluble a cualquiera de los fluidos que se introducen en la cavidad bucal, significa permitir que se forme el espacio para la colonización de microorganismos que causen caries secundaria, y el fracaso de la restauración.

Los elementos que se agregan como bario, estroncio y zinc utilizados para dar radiopacidad pueden causar una alta solubilidad (67).

Pearson encontró que la polimerización incompleta aumenta la sorción y solubilidad de las resinas, estos dos parámetros tienen una significación clínica en la durabilidad del material (90), Tanaka a su vez encontró que aumentando el tiempo de exposición a la luz de polimerización, disminuía considerablemente la sorción y solubilidad de los monómeros (91).

De los componentes orgánicos que generalmente se incluyen en la fabricación de resinas está el TEGDMA que es el que mayor disolución a líquidos tiene, le sigue UDMA y el de menor disolución es el BIS GMA, de acuerdo al estudio de Ortengren (92).

Hirano al igual que Oysaed, relacionó que entre mayor sea la cantidad de material de relleno, la sorción y solubilidad disminuyen (93, 95).

Ortengren concluyó que el pH de las resinas colocadas en una solución buffer, tiene influencia en la solubilidad lo mismo que el tiempo, la composición del relleno y la matriz orgánica (94).

### 2. 3. 3 RADIOPACIDAD

Desde 1981, en el *Council of Dental Materials, Instruments & Equipment* de la Asociación Dental Americana, se recomendó que los materiales de restauración debían ser radiopacos, por lo que en 1983 a través de la Norma ISO: DP4049, se incorporó este requisito a los estándares de resinas dentales; desde entonces se ha establecido que una restauración

radiopaca es favorable, sin embargo la mejor radiopacidad es aquella que excede ligeramente la del esmalte (47,48).

La importancia de la radiopacidad de una resina establecido en el mismo congreso, es que permite que se pueda distinguir, a pesar del material restaurativo: caries, los contornos de la restauración, sobrestensiones, burbujas y el material utilizado como base (59).

Entre lo que algunos investigadores han encontrado podemos decir que para Toyooka 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 (48, 50, 51).

La diferencia de 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, esta 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 grosor de las resinas, lo permite mejor que en dientes posteriores (47).

También hay que tomar en cuenta que la radiopacidad del diente humano de acuerdo a Williams y Billington citados por Toyooka, varía considerablemente dependiendo del individuo y de su edad y establecieron que 1 mm de esmalte humano tiene la radiopacidad equivalente al grosor de 1.3 - 2.4 mm de aluminio y 1 mm de dentina equivale de 0.6 - 1.8 mm al grosor del aluminio (48).

Entre los métodos que se han utilizado para realizar pruebas de radiopacidad, está utilizar un disco de aluminio de 2 mm de grosor; en algunos estudios se estableció que en general se podría decir que la dentina tiene una radiopacidad equivalente al mismo grosor que el aluminio y que el esmalte es aproximadamente, el doble de radiopaco que un disco de aluminio de 99.5% de pureza, por lo que el disco de aluminio al tomar la radiografía debe tener el doble de grosor que el del disco de resina. (47, 50, 51).

Los óxidos como el BaO (óxido de bario), ZrO<sub>2</sub> (óxido de zirconio) y Yb<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (óxido de iterbio) son los que dan radiopacidad a las resinas y ésta es proporcional a la cantidad de óxidos, en otro estudio se recomienda el relleno de nano partículas de Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> (óxido de tálio) para obtener una radiopacidad adecuada, porque la sílica es radiopaca, sin embargo, debe ser reforzada con cristales metálicos para conseguir la radiopacidad adecuada (50).

Curtis, citado en el trabajo de Murchinson, estableció que el grado de radiopacidad de las resinas está controlado por el fabricante a través de la selección de la matriz del polímero, la naturaleza química de las partículas de relleno, así como de su tamaño, densidad y nivel de adición. También recomienda que en el caso de que la resina no tenga la radiopacidad deseada, se debe evitar su utilización en cavidades de clase II, donde debe verse con claridad la posibilidad de caries reincidente (51).

## 2. 3. 4 CONSISTENCIA

De acuerdo a un concepto físico, consistencia es la cohesión entre las partículas de una masa de la misma naturaleza (78).

Se podría clasificar como alta, mediana y baja consistencia (62).

Dependiendo de la consistencia de una resina se pueden crear con mayor o menor facilidad burbujas o porosidades en una restauración; lo que causaría decoloración, menor resistencia al desgaste y requeriría remover la restauración. Por estas razones algunos autores recomiendan que se coloquen resinas empacables que tengan mayor consistencia en dientes posteriores; ya que la manipulación excesiva de la resina en una restauración provoca porosidad marginal y un aumento de la contracción en el margen (62). Las resinas que son muy fluidas, escurren por la misma gravedad y hay que sobremanipularlas, esto causa todos los defectos anteriormente descritos.

Opdam encontró que colocar la resina en una punta prefabricada para inyectarla con un émbolo a la cavidad provoca menor consistencia, por otra parte observó que si un material se inyecta en la cavidad directamente de la jeringa, se reduce la cantidad de porosidad en la restauración (62).

La importancia clínica de la consistencia de una resina estriba en la facilidad o dificultad de manipulación de la misma, por lo que en muchas ocasiones la elección de la resina depende de la facilidad de manipulación del operador ya que esto afecta la aplicación correcta del material.

### **2. 3. 5 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN**

La resistencia a la compresión es la máxima fuerza que un material puede soportar sin fracturarse e indica la habilidad del material para resistir tensión vertical lo que es vital en áreas de gran compresión. Cabe decir que en los materiales dentales de restauración los esfuerzos de tensión o compresión puros, nunca existen durante la función. La prueba de resistencia a la compresión, se realiza aplicando una fuerza compresiva vertical a la muestra (1,78).

La importancia clínica de ésta prueba es mayor en las resinas colocadas en dientes posteriores que en anteriores, que son los que tienen que resistir las fuerzas de la masticación, ya que hay fuerzas de compresión y flexión sobre la restauración (2).

Cada individuo posee patrones característicos de masticación y no todos los ciclos son iguales, sin embargo en promedio el ciclo de la masticación dura alrededor de 700 mseg y el contacto oclusal alrededor de 200 mseg, se ha calculado un promedio de fuerza de 89 a 111 N en incisivos (9 a 25 kg), 222 a 445 N en premolares (23 a 45 kg) y 400 a 890 N en molares (41 a 91 kg), teniendo como promedio 756 N (77 kg) (2, 4, 89).

La resistencia a la compresión de las resinas de micro relleno es menor a las resinas de partículas finas que tienen mayor tamaño y menor viscosidad, también tiene relación con el volumen del material de relleno, ya que al mismo volumen del material de relleno con menor tamaño de las partículas, aumenta la resistencia a la compresión (56,60).

### 2. 3. 6 RESISTENCIA FLEXURAL

En la prueba de flexión, se aplica fuerza vertical sobre tres puntos de una muestra; una fuerza superior sometida a compresión y dos inferiores sometidas a tracción hasta causar la fractura de la muestra que suele iniciarse en el lado que está en tensión (80, 81).

Al aplicar una fuerza externa a un material, se produce una deformación que modifica sus dimensiones; se mide generalmente por el cambio de unidades de longitud, ya sea en aumento o en disminución, 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 será plástica (2, 77,80).

Los materiales de restauración deben tener resistencia flexural ya que la masticación provoca esfuerzos en los materiales de restauración, por consiguiente, flexión; de manera que aunque se produzca una fuerza que provoque flexión, la deformación que ocurra deberá ser elástica y el material recobrar su forma original; la deformación plástica o la fractura provocaría el fracaso del material (1, 80).

Mc Cabe encontró que las resinas híbridas tuvieron significativamente mayor límite de fatiga flexural que las de micro relleno (28).

### 2. 3. 7 MÓDULO FLEXURAL, MÓDULO ELÁSTICO O MÓDULO DE YOUNG DE FLEXIÓN

El módulo flexural también llamado rigidez de las resinas, 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 fuerzas de compresión involucradas como en la masticación (77).

El módulo flexural es una relación entre esfuerzo y deformación, se deduce que cuanto menor sea la deformación para determinado esfuerzo, tanto mayor será el módulo, de otra forma se puede explicar que aplicar fuerza a un material, implica que cuanto más rígido sea este, habrá mayor esfuerzo y el módulo flexural será más alto (2).

Es probable que el bajo módulo elástico de las resinas de micro relleno reduzca el esfuerzo de la dentina y la adhesión a la restauración ya que en un estudio se encontró que el rango de falla de adhesión en restauraciones de clase V fue mayor para resinas de partículas de tamaño fino comparadas con las de micro relleno (60).

El módulo de elasticidad apropiado 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 (10).

El módulo refleja el contenido del relleno, resistencia compresiva y rigidez de la superficie entre las resinas, esmalte y dentina (10).

## 2. 3. 8 CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN

La Norma # 4049 recomienda realizar la prueba de contracción de manera opcional no obligatoria, con un método específico que mide volumetricamente el porcentaje de contracción, sin embargo el método depende de un control muy minucioso de la temperatura ambiente y es inestable. Se requiere establecer cifras máximas aceptables de contracción para las diversas resinas ya que ésta prueba tiene una importancia fundamental en el éxito o fracaso de una resina clínicamente.

La razón por la que la contracción resulta un tema tan importante en las resinas es porque afecta la adhesión al diente al desarrollarse esfuerzos entre las resinas y las paredes de la cavidad por la contracción que sufre la resina al polimerizar (26). El mayor efecto de la contracción a la polimerización es la filtración marginal, cuando la restauración no se adhiere a la estructura del diente o, cuando se genera esfuerzo en la interfase del polímero-relleno y la interfase restauración-diente, cuando la resina está adherida a la estructura del diente (34).

El esfuerzo generado por un cambio de volumen del 2% en una resina típica es suficiente para causar falla en la adhesión al diente, y en la cohesión de la resina, causando filtración marginal, pigmentación y micro fracturas del material de restauración (34). Al tener filtración marginal, por consecuencia, puede haber penetración bacterial, daño pulpar (66), caries secundaria y sensibilidad postoperatoria (97).

De acuerdo a Bogdal la contracción volumétrica para los materiales de restauración no debe exceder de 2 % (44).

La estabilidad dimensional de las resinas es esencial para la función y longevidad de la restauración (34). Las resinas fotocurables especialmente las basadas en acrilatos y metacrilatos tienen contracción a la polimerización, sin embargo se está trabajando en la síntesis de monómeros que se expandan tras la polimerización, aunque hasta el momento no están disponibles comercialmente (35).

En general el sistema de monómeros que se ha utilizado hasta ahora es a base de Bis-GMA o sus derivados. Otro sistema sería a base de monómeros uretano o sus oligómeros. Ambos sistemas tienen como defectos principales la contracción por polimerización e insuficiente resistencia al desgaste bajo la fuerza de masticación; por esta razón se han realizado esfuerzos para contrarrestar éstos efectos utilizando sistemas de monómeros que liberen fluoruro, lo que sugiere una disminución en los espacios marginales debido a la contracción por la polimerización (39). Stansbury considera que se puede reducir el efecto de la contracción a la polimerización en un 30 a 40% con resinas de metacrilato fluoradas (5).

Cuando los polímeros están formados por monómeros, al densificar la resina durante la polimerización, sucede la contracción que está relacionada al peso molecular, el grado de conversión y cantidad del monómero en una resina. El alto peso molecular y alta carga de relleno producen menos contracción, mientras un alto grado de conversión aumenta la contracción (32). Este cambio de dimensión puede ser expresado en cambios volumétricos o en contracción lineal (46).

Se mencionó que la mayoría de las resinas están fabricadas con el monómero Bis GMA y su diluyente TEGDMA, sin embargo la contracción de las resinas es diferente debido a la formulación específica de cada una, las diferencias en la concentración de los monómeros y la carga de relleno. Como la contracción está afectada por el grado de conversión, la

comparación de los datos de contracción entre las diversas marcas comerciales es difícil cuando no se dispone de la formulación de las resinas (34).

A menor % de relleno por volumen, mayor el % de contracción. A menor volumen de relleno mayor volumen de la matriz de la resina. Las partículas de relleno de vidrio no se contraen, es la matriz la que se contrae debido a la adhesión y la deformación física en la transición de gel a sólido. Con mayor cantidad de resina, hay mayor superficie de adhesión cuando se polimeriza, lo que causa mayor deformación física y mayor contracción; cuando hay menor cantidad de matriz y mayor cantidad de relleno hay menor contracción (73).

Si las partículas son pequeñas, requieren menor cantidad de matriz para envolverlas y hay menor distancia entre ellas por lo que igualmente requieren menor cantidad de matriz y menor masa de matriz, se forman cadenas más pequeñas y por ello se reduce la contracción. En contraste, partículas más grandes permiten mayor transmisión y penetración de luz, lo que significa mayor profundidad de polimerización y contracción (73).

TEGDMA tiene mayor porcentaje de contracción ya que es de bajo peso molecular comparado con BIS GMA, la contracción ocurre por la formación de enlaces entre monómeros durante la polimerización, monómeros pequeños como TEGDMA se utilizan para reducir viscosidad pero su efecto secundario es que aumenta la contracción (73).

La sustitución de Bis GMA o TEGDMA por UDMA incrementa la resistencia tensil y flexural, y la sustitución de Bis GMA por TEGDMA incrementa la tensión pero reduce la resistencia flexural. Mayor cantidad de UDMA en la proporción de componentes de una resina disminuye el módulo flexural pero incrementa la resistencia flexural. UDMA disminuye la viscosidad. Utilizar UDMA como base en lugar de Bis GMA mejora las propiedades mecánicas de las resinas (43).

Aw en una investigación realizada en el 2001 encontró que el TEGDMA tiene mayor contracción que el Bis GMA y menor peso molecular, en el mismo estudio, P60 presentó significativamente menor contracción que el resto de las resinas utilizadas(73).

Con el objeto de disminuir la contracción, se desarrolló una resina dental altamente dura PUDMA (dimetacrilato de poliuretano), que comparada con Bis GMA, TEGDMA (dimetacrilato de trietilen glicol), 2HEMA (2hidroxi etil metacrilato) y MMA (metil metacrilato), tiene menor volumen de contracción y absorción de agua que el Bis GMA y además la resistencia a la fractura es suficiente para resinas dentales, coronas y prótesis de mayor número de unidades (7).

Ya que la contracción de las resinas se debe a que en su composición química los monómeros tienen un doble anillo de polimerización, se ha intentado como otra vía de solución alternativa, probar los oligómeros pre polimerizados SOC (monómero de spiro ortocarbonato) para disminuir la contracción, esto se lograría utilizando monómeros con volúmenes moleculares grandes o minimizando la cantidad de monómero de dilución de bajo peso molecular en la formulación de una resina, por esta razón en otro estudio, se utilizaron monómeros fluorados con peso molecular mas alto que el de Bis GMA y con volumen molecular no substancialmente diferente al de Bis GMA con la intención de incrementar hidrofobicidad, resistencia química y disminución de la contracción (8).

El esfuerzo de contracción que ocurre durante la polimerización afecta adversamente el mantenimiento de la interfase de adhesión entre las resinas y los tejidos dentarios duros, además puede causar la pérdida de la adhesión y el fracaso clínico. Las resinas se contraen

durante la polimerización debido a que las unidades del polímero, tienen una unión covalente en el momento de la adhesión a una distancia más cercana de lo que estaban en el estado original como monómeros. (46).

El esfuerzo generado por una contracción de 2% en volumen, es suficiente para causar falla mecánica en la interfase con el diente o la formación de espacios en el margen permitiendo el ingreso de bacterias en la cavidad. La baja contracción de polimerización se ve como un importante indicador del desempeño de este tipo de material (34).

Los factores que influyen en el esfuerzo de polimerización son: La geometría de la cavidad, configuración, tamaño de la cavidad y técnica de aplicación de las capas; la posición de la luz, material de restauración, la rigidez (módulo de elasticidad) y cambio dimensional (contracción). Además, la fuerza de adhesión debe darse más rápidamente que el esfuerzo de contracción para que clínicamente sea adecuada la resina; la inhibición de oxígeno en capas muy delgadas de resina no permite que se establezca la adhesión, particularmente con agentes de adhesión dentinarios de un solo componente. También influyen, el tipo de monómeros, el sistema de catalización, la intensidad de luz; un alto módulo de elasticidad o la polimerización rápida incrementan la contracción; combinar el uso de adhesivos de un solo componente como acondicionador dentinario junto con resinas fluidas altamente radiopacas utilizadas como adhesivo con relleno pueden ayudar a disminuir éstos problemas (40).

Para Sakaguchi el término gelación de una resina se utiliza para describir la conversión de una pasta a un sólido durante la polimerización. Estructuralmente la gelación se identifica como el tiempo cuando las cadenas de un polímero exhiben un peso molecular infinito. Mecánicamente no es claro cuando ocurre esto (86).

Para Versluis, al polimerizar el material restaurativo, se transforma de una fase visco plástica a una fase rígida-elástica. La contracción ocurre en una cavidad antes de que se obtenga el punto de gel, mientras el monómero - polímero es aun fluido puede ser parcialmente compensado por el movimiento de las moléculas de la resina de las superficies libres de la restauración. Los materiales menos rígidos son más capaces de reducir el esfuerzo de contracción que los materiales rígidos (46).

De acuerdo a Sakaguchi se define el módulo elástico de polimerización como la relación entre esfuerzo, tensión y deformación, (86).

Un módulo mayor significa mayor esfuerzo para la misma deformación, si disminuye el valor de la contracción, el módulo se incrementa, por lo que, el resultado de la tensión de contracción, será el mismo o mayor, por esta razón cuando se comparan las resinas con relación al esfuerzo de contracción, no solo los valores de contracción cuentan, también debe incluirse el módulo de contracción en la comparación. El módulo elástico de contracción de una resina también se da en función de tiempo e intensidad de la luz de curado. (46).

El módulo de elasticidad durante la polimerización es una medida de la madurez de la polimerización e indica la habilidad de la restauración de transferir el esfuerzo al esmalte y dentina (86). De acuerdo a Sakaguchi se define como la relación entre esfuerzo, tensión y deformación, también influye tiempo e intensidad de la luz de fotocurado (86). Existen técnicas para demorar el momento en que se alcanza el punto gel al fotopolimerizar las resinas, a través de una lámpara de fotopolimerización que inicia con una intensidad de 200 mW/ cm<sup>2</sup> de 3 a 10 segundos, un periodo de espera y posteriormente se irradia de 500 mW/ cm<sup>2</sup> a 600 mW/ cm<sup>2</sup> por 30 segundos lo que demora la velocidad en que se desarrolla el módulo elástico (86, 102, 103).

La magnitud de contracción de polimerización junto con el módulo elástico de contracción, son los factores potenciales en la falla de la adhesión en este tipo de restauraciones (36).

En un estudio se simularon diferentes circunstancias de adhesión diente-resina de la siguiente forma: una restauración se realizó con adhesión a esmalte y dentina, otra con adhesión a esmalte pero no a dentina y otra sin adhesión en absoluto; se encontró que la contracción se dirigió hacia las áreas que están adheridas y no hacia donde está la fuente de luz; cuando la resina no tiene adhesión simplemente se contrae hacia el centro (46). Sin embargo, en otro estudio se encontró que las resinas se contraen hacia la luz determinando un patrón de contracción que tiende a separar la resina de la estructura dental, creando márgenes entre el material de restauración y la estructura dental con la consecuente hipersensibilidad operatoria y formación de caries secundaria (58).

Es importante hacer notar que la información encontrada se contradice, aunque los estudios más recientes no apoyan que la resina se contraiga hacia la luz.

Watts encontró que al irradiar las muestras con una lámpara para polimerizar de dos pasos, en lugar de una lámpara estándar de total intensidad, existe un periodo de 0.2 minutos (12 segundos) en donde se registran los menores valores de contracción, lo que representó una diferencia estadísticamente significativa; otra forma en la que también puede disminuirse la contracción es variando la fórmula química de las resinas (98).

Las presentaciones en que vienen las resinas es en jeringas y en cápsulas, en un estudio de Park se reportó que las resinas que están contenidas dentro de una jeringa, cuando se utiliza esa forma de presentación, pueden presentar contracción por polimerización, ya que la presión al empujar el embolo para extraer la resina, puede afectarle en algún punto y descomponerse pre polimerizando el monómero, esto puede ocurrir en la parte media de la resina o al final, además, también tiene que ver el volumen del relleno y la cantidad de monómero que lo constituya, así como el método para llenar la jeringa que puede causar una mezcla no homogénea de la matriz de la resina, lo mismo sucede cuando se sobrepasa la vida útil de la resina establecida por el fabricante. También encontró que particularmente las cápsulas de Tetric Ceram mostraron mayor consistencia en la contracción lineal que la presentación de jeringas, éstas últimas tuvieron mayor variación en el rango de contracción (68).

Existen diversas formas de medir contracción, a continuación, mencionaré algunos como el lineómetro de Gee que es un buen método para estudiar contracción, este método soporta cambios de temperaturas y las muestras pueden estar a 100% de humedad (30), también está el profilómetro donde se puede medir la contracción de una resina foto curable condensada en una preparación cilíndrica mediante un alambre colocado en el centro, el profilómetro se encuentra al final del alambre para detectar el desplazamiento inicial debido a que el alambre se mueve junto con la capa superficial de la resina (31).

Cook y colaboradores utilizaron un método diferente para medir contracción a base de gas para determinar volúmenes antes y después de la polimerización, el método es apropiado para ver contracción total en materiales fotocurables que son sensibles a la absorción de agua, este método tiene una desviación estándar de 10% (32), en cambio Pucket utiliza otro método que es el de densidad relativa y gravedad específica de plásticos por desplazamiento (33), también se puede utilizar el dilatómetro por relleno de agua, en este método el factor más crítico es mantener una temperatura del medio ambiente constante de  $\pm 0.02^\circ \text{C}$  (34), existe una variante de esta última técnica que utiliza mercurio en lugar de agua (30). Otro método es

medir a través de una imagen digital de video antes de polimerizar y después por un disco de desviación (36).

También se ha utilizado un scanner con una fuente de laser de He-Ne para medir contracción lineal de resinas de micro relleno fotopolimerizables, la contracción se induce a través del laser, con este método el margen de error es de 1.1 micras, todos los materiales que se utilizaron tuvieron el 50% de la contracción un minuto después de la irradiación y el 99% de la contracción total que presentaron sucedió después de 4 horas de haber sido irradiados (41).

Watts y Cash publicaron en 1991 otro método para medir contracción, es el de contracción cinética de polimerización; este método consiste en una muestra en forma de disco colocada entre dos platos de vidrio en donde se polimeriza a través del vidrio inferior que está fijo, por lo que al polimerizar, el vidrio superior que no está fijo se desvía debido a un incremento de la tensión por la adhesión durante la polimerización y la contracción de la muestra, la desviación se mide a través de un transductor y una computadora que registra la contracción lineal de la muestra aproximada al volumen de la contracción (35, 59).

### **2. 3. 9 TAMAÑO Y FORMA DE LAS PARTÍCULAS DE RELLENO**

La forma y tamaño de las partículas tiene influencia en el comportamiento de las resinas, estos factores contribuyen en buena medida en los resultados que tengan a las pruebas físicas como resistencia a la compresión, la dureza, el pulido, la degradación marginal, la duración, la radiopacidad, contracción y el resto de las pruebas (55).

Una forma de determinarlos es a través de fotografía con microscopio electrónico de barrido, técnica que se utilizó en este estudio.

### **2. 3. 10 RESINAS FLUIDAS**

Las resinas fluidas se utilizan como material de restauración desde 1996 aproximadamente, tienen menor cantidad de relleno, lo que causa que tengan menor viscosidad, o mayor fluidez que las resinas tradicionales (79).

Las resinas fluidas pueden tener tamaños de partículas micro o finas e intermedias por lo que al combinar diversos tamaños caen en la categoría de resinas híbridas.

Se utilizan como selladores de fosetas y fisuras, para obturación de cavidades pequeñas, reparación de materiales temporales, preparaciones con aire abrasivo, preparaciones de túnel, como base de restauraciones posteriores y para reparación de restauraciones indirectas de resina y cerámica (79).

En un estudio sobre resinas fluidas se encontró que generalmente muestran mayor contracción que las no fluidas. También encontraron que el módulo elástico de las resinas fluidas estaba en un rango de bajo a medio, que en alguna medida compensa la contracción; los híbridos presentaban altos valores y los de micro relleno los menores valores. Los de mayor cantidad de relleno son más rígidos que los de relleno ligero o sin relleno y la mayor contracción de las resinas fluidas sobre las híbridas, puede indicar un mayor potencial de tensión en la interfase resina - diente (36).

La contracción y el módulo cinético son críticos y envuelven variables como contenido y tipo de monómeros, sistema de catalización e intensidad de luz. En general, el módulo de elasticidad o la polimerización más rápida, aumenta la intensidad de la contracción, igualmente es de esperarse que las resinas fluidas sean menos rígidas que las resinas híbridas convencionales, o de micro relleno, su módulo elástico es menor a las híbridas, aunque se contraen menos que los adhesivos de resina (36).

Unterbrink investigó la relación entre la adhesión y la tensión de las resinas fluidas, encontró que si la adhesión puede soportar el esfuerzo, la técnica de restauración será correcta, que la resistencia de adhesión debe desarrollarse más que el esfuerzo de contracción, que la geometría juega un rol importante que no puede ser controlado realmente por el operador, y que la técnica con que se aplique el adhesivo influye, además de la dirección de la luz, el material de restauración, la rigidez y la contracción de las resinas (40).

Las resinas fluidas se introdujeron para restauraciones en defectos de clase V, sin embargo pueden ser utilizadas como capa delgada inicial, especie de sándwich, bajo el concepto de adhesivos con relleno que favorece que haya poca contracción por lo delgado de la capa, que en el caso de resinas para dientes posteriores la primera capa debe ser muy delgada. Ésta es una buena posibilidad de uso, ya que el esfuerzo de contracción que se produce subsecuentemente a la aplicación de la resina, puede ser absorbida por una relativamente elástica capa inicial que reduce el esfuerzo en la interfase diente – material de restauración, este es el concepto creado recientemente de "pared elástica de la cavidad". También se encontró que la absorción del esfuerzo se da en función del grosor y del módulo elástico, y para un determinado módulo, una capa un poco más gruesa absorberá más esfuerzo. (49).

En general, las resinas fluidas favorecen que haya menor filtración gingival, utilizadas como base antes de colocar las de tipo empacable (74).

Utilizando esta técnica, es importante tomar en cuenta al colocar la resina, que no se conecte en una sola capa el esmalte bucal y lingual. Una forma de aplicación para que esto no suceda, es colocar capas verticalmente en tres porciones separadas (49).

Bayne en un estudio encontró que en general las propiedades mecánicas de las resinas fluidas utilizadas en su estudio, fueron significativamente menores como grupo, en comparación a las resinas híbridas utilizadas como control (72).

El bajo módulo de las resinas fluidas y su mayor contracción son evidencia de que se incrementa la proporción del monómero en la formulación de la resina y de que hay una relación inversa entre contracción y rigidez (36).

Las resinas fluidas pueden tener altos valores en cuanto a resistencia a la fractura debido a su bajo módulo elástico (72).

### **2. 3. 11 RESINAS EMPACABLES O HÍBRIDAS PARA DIENTES POSTERIORES**

Las resinas para dientes posteriores de acuerdo a la ADA están contraindicadas en pacientes con alta carga oclusal, sitios donde no puede aislarse correctamente y pacientes alérgicos o sensibles a los compuestos de las resinas. Las resinas empacables se han considerado como similares a las amalgamas o para sustituirlas, sin embargo actualmente solo son resinas ligeramente modificadas (87).

Las resinas de cuerpo pesado o empacables se desarrollaron para utilizarse en dientes posteriores de manera directa, se dice que tienen mejor forma de manipulación y mejores propiedades físicas que las resinas micro híbridas, se pueden colocar más rápidamente, más fácil y con mejor predicción (37).

La utilización de resinas empacables, se ha incrementado en años recientes al utilizarse como una alternativa a la amalgama, los primeros intentos tenían una duración y éxito muy limitados porque sus propiedades eran inadecuadas, no tenían suficiente resistencia a la abrasión y atricción, se fracturaba el cuerpo de la resina, tenían pobre resistencia de márgenes y filtración marginal debida a la contracción al polimerizar, estos factores han sido considerados de los más importantes y comunes en los problemas que se han presentado en las resinas posteriores, sin embargo se han ido mejorando a través del tiempo con la intención de que sean una alternativa viable a la amalgama (76).

Hay que tomar en cuenta que no se compara aun la facilidad de manipular la amalgama en relación a las resinas, sobre todo en cuanto a la sensibilidad que puede causar a los dientes y a la necesidad de incrementar en capas no mayores a 2 mm (53).

Fukushima encontró que en resinas para dientes posteriores, la degradación marginal es menor que en la amalgama dental (64).

Las resinas empacables no son homogéneas en cuanto a sus propiedades físicas y mecánicas y no se recomienda colocarlas de una sola intención en cavidades profundas (10). Contienen partículas de relleno más grandes, una cantidad de relleno inorgánico de más de 80% en relación al peso (38), más viscosidad que las resinas híbridas de partículas más pequeñas y las de microrelleno, con el objeto de disminuir la contracción por polimerización, sin embargo, ésto afecta al desgaste y la suavidad de la resina, además, las resinas empacables no son tan fáciles de utilizar como las amalgamas ni son tan condensables y pueden dejar burbujas al colocarse (49).

La presencia del material de relleno, el contenido inorgánico, el tamaño de las partículas y su distribución, incrementan de manera significativa la resistencia a la fractura y determinan las propiedades físicas y mecánicas de las resinas empacables. Se ha demostrado que el volumen de la fracción de relleno y el nivel de carga de relleno están relacionados a la resistencia flexural, el módulo elástico, y la resistencia a la fractura (56).

En un estudio de Cobb las resinas híbridas tuvieron mayor resistencia diametral tensil y resistencia flexural que las resinas empacables o de microrelleno y más o menos la misma resistencia compresiva (49).

Al colocar una resina empacable en dientes posteriores, se puede utilizar una resina fluida en forma de una capa inicial delgada colocada en la cavidad a restaurar, utilizando el concepto de adhesivos con relleno (49).

Las resinas empacables tienen una consistencia más pesada pero sus propiedades mecánicas no son mejores a las híbridas para dientes posteriores, de acuerdo a un estudio de Choi la contracción de las resinas empacables fue similar o mayor que el de las resinas no empacables (53).

En las resinas directas para posteriores 30% del esfuerzo de contracción ocurre entre 5 minutos y 24 horas después de la restauración. Materiales con una baja contracción

postcurado pueden reducir la sensibilidad y permitir resultados clínicos aceptables en restauraciones extensas (38).

Las resinas empacables son menos capaces que las híbridas convencionales en reducir la tensión de contracción durante la primera etapa de polimerización (46). Para su colocación se recomienda una técnica de incremento paulatino, que reduce la contracción por la profundidad de curado (53).

Algunos estudios muestran que las resinas empacables de diversas marcas, difieren de manera significativa en sus propiedades mecánicas, un reporte sugiere que el sistema del material de relleno es lo que influye en el comportamiento de éstas (42,45).

En un estudio sobre las mismas resinas, mismos lotes, con idéntico protocolo utilizando la norma ISO # 4049 en diferentes sitios, universidades, industria y voluntarios; llama la atención que los resultados que se obtuvieron fueron diferentes en cada lugar, aunque se pudieron hacer comparaciones adecuadas entre ellos.(45).

La resistencia al desgaste mejora notablemente con un tamaño de partícula de relleno menor y con una mayor carga de relleno, definitivamente los altos niveles de desgaste se relacionan con material de relleno de tamaño mayor, por esta razón la forma con la que se ha intentado mejorar las resinas empacables es reduciendo el tamaño de las partículas de relleno y aumentando la cantidad, las resinas para posteriores requieren resistencia compresiva, flexural y resistencia a la abrasión, además de resistir las fuerzas de masticación particularmente en cavidades tipo II (49).

Un estudio reciente de Cobb muestra las siguientes conclusiones sobre las resinas empacables: Tuvieron propiedades físicas superiores a las resinas de micro relleno, las híbridas tuvieron mayor resistencia flexural que las empacables, las híbridas de menor tamaño de partícula de relleno tuvieron mayor profundidad de curado, en resistencia a la compresión las empacables fueron mejores que las de micro relleno y no fueron mejores a las resinas híbridas convencionales, las empacables tuvieron mayor desgaste, rugosidad de superficie y menos tersura de pulido debido a partículas de relleno de mayor tamaño que las híbridas al pretender disminuir la contracción de polimerización. Las resinas empacables tuvieron ventajas sobre las resinas convencionales, en manipulación principalmente, aunque sus propiedades físicas no fueron mejores que las híbridas convencionales (49, 76).

Manhart encontró que las resinas empacables difieren significativamente en sus propiedades mecánicas debido al contenido de material inorgánico y tamaño de las partículas, además de las interacciones matriz-relleno que influyen significativamente en la fractura y comportamiento al desgaste (71).

En un estudio reciente de Aw se encontró que las resinas con alta carga de material de relleno, en pruebas de contracción tuvieron un comportamiento significativamente mejor que las híbridas (73).

### 3. DESCRIPCIÓN DE LAS RESINAS UTILIZADAS

Información proporcionada por el fabricante

#### RESINAS FLUIDAS

TABLA 3.1

##### 3.1 TETRIC FLOW

Es una resina híbrida, de partícula fina, fluida, foto curable, y radiopaca, fabricada por Vivadent para restauraciones estéticas y cementación de restauraciones de cerámica y resina, se presenta en puntas precargadas o jeringas. Tiene muy baja viscosidad y fotopolimeriza con luz azul con lámpara de 400-500 nm.

Se presenta en colores de esmalte A1, A2, A3, A3.5, B3, A4 y transparente, de dentina A3.5 y colores de blanqueamiento.

Composición: La matriz del monómero 35% en las jeringas: Bis-GMA 13.6%, UDMA 14.2%, TEGDMA 7.3%. Las partículas de relleno inorgánico 64.6% en peso: vidrio de bario silanizado 41.2%, trifluoruro de iterbio 13.7 %, mezcla de óxidos esféricos silanizados 4%, vidrio de fluorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, altamente disperso y silanizado 0.9%, aditivos 0.7 %, catalizadores y estabilizadores 0.4 %, pigmentos < de 0.01 %. Contenido total de relleno inorgánico 64.6% en peso y 39.7% en volumen. El tamaño de partícula es de está entre 0.04-3 µm. El tamaño promedio de las partículas es de 0.7 µm.

Está indicado en obturaciones Clase V (caries cervicales, erosiones radiculares, defectos cuneiformes), obturaciones anteriores Clase III y IV, pequeñas obturaciones en dientes posteriores, mini cavidades de cualquier tipo, sellado de fisuras en molares y premolares, reparación de blindaje de resinas y cerámica, fijación de restauraciones de cerámica o resina.

Tiempo de polimerización 2 mm por 40 segundos.

Este material es una versión "diluida" de Tetric Ceram, significa que se utilizaron los mismos componentes pero el contenido del monómero es 10% más alto y el contenido de relleno más bajo (83).

##### 3. 2 FLOW LINE

Resina fotopolimerizable fabricada por Heraeus Kulzer que tiene consistencia controlable. Se produce a base de monómeros de metacrilatos, (bisfenol A etoxi 2 dimetacrilato), TEGDMA y tiene 62% de material inorgánico de relleno por peso y 41% en volumen. Tamaño promedio de partículas 0.7 micrones y libera fluor. Se presenta en jeringas o puntas precargadas (compules) (99).

Indicado en sellado extenso de fisuras, obturaciones Clase V de Black, obturaciones de invasión mínima clase I y II de Black en regiones sin cargas considerables de masticación,

obturaciones de mínima invasión Clase III de Black, correcciones menores de forma y color en el esmalte, ferulización de dientes con movilidad, correcciones en defectos dentales como hipoplasia del esmalte y fijación de brackets.

Profundidad de curado en capas de 2mm máximo por 20 segundos dependiendo del color (84).

### 3.3 FILTEK FLOW

Restaurador fluido, fabricado por 3M, es una resina de baja viscosidad, radiopaca y fotopolimerizable por luz visible. Está indicada para utilizarse como sellador de fosetas y fisuras, restauración en lesiones cariosas y preparaciones mínimamente invasivas clase I, III, IV y clase V superficial, reparación de defectos pequeños en restauraciones estéticas indirectas de resina o cerámica, bloqueador de irregularidades en zonas retentivas, base o revestimiento de restauraciones posteriores, reparación de materiales temporales, preparaciones tipo túnel y preparaciones abrasionadas con aire.

Su presentación es en jeringas de 1cc, se coloca en incrementos de 2.0 mm cada uno foto polimerizado por 20 segundos.

Compuesto por BIS-GMA y TEGDMA, un polímero de dimetacrilato que modifica la reología del material y que permite que el material fluya bajo presión y mantenga su forma manteniéndose en su sitio hasta que se polimerice con luz, un foto iniciador cuando se expone a la luz visible y azul en un rango de 400-500 nanómetros, utiliza como relleno zirconia / silica para darle radiopacidad, resistencia al desgaste y fuerza física.

Carga de relleno 68% por peso, 47% por volumen. Tamaño y rango de partícula es de 0.01 a 6 micras, promedio de partícula 1.5 micras.

El material fue aprobado para uso dental al cumplir con la norma FIDS ISO 4049:1999 para materiales basados en resinas. Según el fabricante cumple con las normas de tiempo de trabajo, polimerización, profundidad de curado, sensibilidad a la luz ambiental, sorción de agua y solubilidad, estabilidad de color, resistencia flexural, tono y radiopacidad, resistencia al desgaste, resistencia tensional diametral y compresiva, adhesión y viscosidad vs. resistencia reológica (82).

### 3.4 TIRDEN FLOW

Resina fluida de alto pulido con 67% de relleno. Indicada para cavidades clase III, IV y V, restauraciones preventivas, reparación de pequeños defectos y cavidades cervicales causadas por erosión y recesión de la encía, puede utilizarse para cubrir cortes antes de tomar impresiones en casos de preparaciones inlays, corrección de cavidades antes de colocar resinas empacables. Tiempo de polimerización 30 segundos.

La información proporcionada por el fabricante es insuficiente, no proporciona el tamaño de partícula, ni de que está compuesto, en las jeringas no especifica el tiempo de polimerización.

TABLA 3.1

Resinas Fluidas	Material Orgánico	Material Inorgánico		Tamaño de partícula $\mu\text{m}$	Tiempo de curado segs.	Fabricante
		% vol	% peso			
Tetric Flow	Bis GMA,UDMA TEGDMA	39.7	64.6	0.04 - 3	40	Vivadent, Lichtenstein
Flow Line	Monómeros de Metacrilatos, TEGDMA	41	62	0.7	20	Heraeus Kulzer, Alemania
Filtek Flow	BisGMA, TEGDMA, UDMA	47	68	0.01 a 6	20	3M, EUA
Tirden Flow	-----	67 no especifica si es por	peso o por volumen	-----	30	Prime dental Manufacturing EUA

## RESINAS PARA DIENTES POSTERIORES

Tabla 3.2

## 3. 5 TETRIC CERAM

Resina híbrida de partícula fina, radiopaca y fotopolimerizable para restauraciones en posteriores. Está indicado en obturaciones Clase V (caries cervicales, erosiones radiculares, defectos cuneiformes), obturaciones anteriores Clase III y IV, obturaciones en dientes posteriores Clase I y II, blindaje de dientes anteriores decolorados, sellado de fisuras en molares y premolares, ferulización de dientes con movilidad reparación de blindaje de resinas y cerámica, tratamiento extra bucal de inlays y onlays.

Se presenta en colores de esmalte A1, A2, A3, A3.5, A4, B2, B3, C1, C2, C3, D3 y transparente, de dentina A3.5, A4, B2 y colores de blanqueamiento y color incisal transparente.

Composición: La matriz de monómero 20.2% en peso: Bis-GMA 8.3%, UDMA 7.6%, TEGDMA 4.3%, elementos de relleno inorgánico 79% en peso: vidrio de bario silanizado 5%, trifluoruro de iterbio 17 %, vidrio de silicato de fluor, mezcla de óxidos esféricos silanizados 5%, dióxido de silicio altamente disperso y silanizado 1%, aditivos 0.9 %, catalizadores y estabilizadores 0.3 %, pigmentos  $\angle$  de 0.1 %.

TESIS CON  
FALLA DE CUBIERTA

Contenido total de relleno inorgánico 80% en peso y 60% en volumen. Tamaño de partículas entre 0.4-3 micras, tamaño promedio de partículas 0.7 micras. Tiempo de polimerización 2mm por 40 segundos (83).

### 3. 6 SOLITAIRE 2

Es una resina de polyglass , fabricada por Heraeus Kulzer disponible en el mercado a final de 1997, foto curable, radiopaca con liberación de fluor.

Composición: UDMA, BisGMA, TEGDMA y monómeros bi y tetrafuncionales con silicato de vidrio Ba-Al-F, dióxido de silicio poroso y sales de fluoruro. El material de relleno es de 90% por volumen y 75% por peso (99).

Indicada para obturaciones clase I y II de Black, obturaciones clase V, ferulización de dientes con movilidad, obturaciones en dientes primarios y reconstrucción de dientes para restauraciones protésicas. Profundidad de curado 2mm por 40 segundos.

Se presenta en puntas precargadas y jeringas en colores A1, A2, A3, A3.5, A4, B2, B3, B4, C3, e incisal (84).

Solitaire contiene un sistema de relleno de partículas porosas de óxido de silicio, SiO<sub>2</sub>, 32 % en peso además del relleno de partículas de vidrio 32.7 % en peso que se supone integra partes de la matriz del polímero en las porosidades de las partículas de relleno. Se hipotetiza que las partículas de relleno porosas, como las burbujas y porosidades en un material, pueden inducir un retraso en el proceso de contracción con una fase fluida extendida de manera que el inicio de la contracción sea suave. Sin embargo debe tomarse en cuenta que una alta porosidad puede tener un efecto negativo en las propiedades mecánicas. Solitaire 2 contiene una cantidad reducida de partículas de relleno poroso 17% en peso, además del relleno de cristales de Ba, Al, B, F y Si, 58 % en peso que de acuerdo al fabricante es para mejorar sus propiedades mecánicas (42, 85).

### 3. 7 FILTEK P 60

Es una resina radiopaca fabricada por 3M, diseñada específicamente para utilizarse en restauraciones posteriores o indirectas, foto polimerizable por luz visible. Se presenta en jeringas multidosis en colores A3, B2, C2. Tamaño promedio de partículas 0.6 µm. Tiene una profundidad de curado de 2.5 mm máximo por 20 segundos.

Está indicada en restauraciones directas para dientes posteriores, técnica de sandwich junto con ionómero de vidrio, reconstrucción de cúspides, reconstrucción de dientes, ferulización, restauraciones posteriores indirectas incluyendo inlays y onlays.

El material según el fabricante cumple la norma que se aplica a resinas ISO # 4049.

Composición: UDMA, BIS GMA, BIS-EMA (Bisfenol A etil metacrilato) y en menor cantidad TEGDMA (trietilenglicol metacrilato), el material de relleno está compuesto de zirconia-silica. La carga de relleno inorgánica es de 61% por volumen con un promedio de partícula de 0.01 a 3.5 micras de acuerdo al fabricante y 83% por peso de acuerdo a un estudio de Aw (73).

### 3. 8 TIRDEN MICRO HÍBRIDO

Es una resina de alto pulido, con 76% de material de relleno. Indicado para restauraciones en dientes anteriores y posteriores. Tiempo de polimerización 40 segundos.

La información proporcionada por el fabricante es insuficiente, no proporciona el tamaño de partícula, ni de que está compuesto, en las jeringas no especifica el tiempo de polimerización.

TABLA 3.2

Resinas Híbridas para posteriores	Material Orgánico	Material Inorgánico		Tamaño de partícula $\mu\text{m}$	Tiempo de curado seg.	Fabricante
		% vol	% peso			
Tetric Ceram	Bis GMA,UDMA TEGDMA	60	80	0.4 - 3	40	Vivadent Lichtenstein
Solitaire 2	UDMA, BIS-GA, TEGDMA Monómeros Bi y tetra funcionales	90	75	2.0 a 20	40	Heraeus Kulzer, Alemania
Filtek P60	Bis GMA, BIS EMA TEGDMA, UDMA	61	83	0.01 a 3.5	20	3M EUA
Tirden MH	No proporciona Información el fabricante	76 No se sabe	si es por peso o por volumen	-----	40	Prime Dental Manufacturing EUA

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

## 4. HIPÓTESIS GENERAL

- H<sub>1</sub> Existen diferencias en las pruebas físicas y mecánicas entre las resinas fluidas.
- H<sub>2</sub> Existen diferencias en las pruebas físicas y mecánicas entre las resinas híbridas densamente rellenas.
- H<sub>3</sub> Existen diferencias en las pruebas físicas y mecánicas entre las resinas fluidas e híbridas densamente rellenas.
- H<sub>0</sub> No existen diferencias en las pruebas físicas y mecánicas entre las resinas fluidas.
- H<sub>0</sub> No existen diferencias en las pruebas físicas y mecánicas entre las resinas híbridas densamente rellenas.
- H<sub>0</sub> No existen diferencias en las pruebas físicas y mecánicas entre las resinas fluidas e híbridas densamente rellenas.

## 5. OBJETIVO GENERAL

Realizar pruebas físicas y mecánicas sobre: profundidad de curado, sorción, solubilidad, radiopacidad, resistencia a la compresión, resistencia flexural, módulo flexural, de acuerdo a la Norma # 4049. Además pruebas de consistencia, contracción a la polimerización (encogimiento, esfuerzo, deformación, velocidad de contracción, módulo de contracción) y obtener fotografías con microscopio electrónico de barrido para ver el tamaño y forma de las partículas inorgánicas de 4 resinas fluidas Filtek Flow, Flow Line, Tetric Flow, Tirden Flow y 4 resinas híbridas densamente rellenas para restauración de dientes posteriores, Filtek P60, Solitaire 2, Tetric Ceram y Tirden Micro Híbrido y comparar resultados entre las resinas fluidas, entre las resinas densamente rellenas para dientes posteriores y entre ambos grupos.

## 6. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Las resinas mencionadas en el objetivo general.
- Las muestras realizadas por el mismo operador y con los mismos procedimientos para cada tipo de prueba.
- Las muestras que cumplieron con las dimensiones establecidas para cada una de las pruebas.
- La norma ISO # 4049 para las pruebas de profundidad de curado, sorción, solubilidad, radiopacidad, resistencia a la compresión, resistencia flexural y módulo flexural.
- Las instrucciones del fabricante en cuanto a tiempo de polimerización.
- Las muestras realizadas con los mismos instrumentos y medidas con el mismo equipo.

## 7. MATERIAL Y EQUIPO

### EQUIPO:

Maquina Universal de Pruebas, Instron, Modelo 1137. Canton Mass.  
 Lámpara Degussa Ag. No. de Serie 12616 Geschäftsbereich Dental D – 63403 Hanau.  
 Lámpara Visilux 2 Modelo 5520 AA. No. de serie 102893. 3M Dental Products, St. Paul, MN. 55144.  
 Calibrador Verniere Max Cal Electronic Digital Caliper. Fowler & NSK 255827 Japan.  
 Radiómetro de intensidad de luz. Demetron Research Corp. Modelo 100.  
 Radiómetro de intensidad de calor. Demetron Research Corp. Modelo 200.  
 Balanza Scout de 600 x 0.1g. MFD, Ohaus Corp., Florham Park, N.J.  
 Balanza Analítica Modelo GA200. Ohaus Corp., Florham Park, N.J.  
 Densitometro X-Rite Modelo 891, Incorporated 3100, 44th. Street S.W., Grandville, Michigan, 49418.  
 Horno Hanau, Teledyne Hanau, 80 Sonowil Drive, P.O. Box 203, Bufalo, NY 14225-0203.  
 Caja Ambientadora. División de Posgrado. Facultad de Odontología. UNAM  
 Centrifuga Wifug tipo X2, No. Serie 4258704. Estocolmo, Suecia.  
 Equipo para medir contracción  
 Programa de captura de datos Pico Log, Pico Technology Analog to Digital Converter para Windows (Microsoft Corporation), 149-151 St. Neots Road Hardwick, Cambs CB 3, 7 QJ. United Kingdom.  
 Microscopio Electrónico de Barrido, Geol, Modelo 5200 de alto vacío. Japón. Instituto de Física, UNAM.  
 Aparato de Rayos X, Dentix Image, X70 Intraoral x-Ray Sistem. Götzen. Elmsford N.Y.  
 Desecador de vidrio

### MATERIAL:

Cronómetro  
 Espátula de Teflón  
 Loquetas de vidrio  
 Grasa de silicón  
 Probetas de 50 ml  
 Etanol (Farmacia Paris, México D. F.)  
 Cloroformo (Farmacia Paris, México D. F.)  
 Acetona (Farmacia Paris, México D. F.)  
 Silica Gel (Farmacia Paris, México D.F.)  
 Cinta de poliéster Mylar de 50+-30 µm de grosor.  
 Guantes de latex  
 Pinzas de sujeción  
 Pinzas de curación  
 Radiografías Kodak Ektaspeed Plus, # 2, E.P - 21P, lote # 3100940, velocidad de película E.  
 Porta radiografías  
 Líquido revelador Kodak rapid acces. # lote 1838374. Eastman Kodak Company, USA.  
 Líquido fijador Kodak rapid acces # lote 1838374. Eastman Kodak Company, USA.

**RESINAS:**

Tetric Flow, lote C48647, color A3. Vivadent, Bendererstrasse 2, FL-9494 Schaan, Lichtenstein.

Flow Line, lote 010026, color A2, Heraeus Kulzer D- 41538 Dormagen, Germany.

Filtek Flow, lote 20001026, color B1. 3M Dental Division, 2111 Mc Gaw Av, Irvine CA, 92714, EUA.

Tirden Flow, lote 100400 color A1, A2, A3, A 3.5. Prime Dental Manufacturing Inc.3735 W. Belmont Avenue, Chicago, Illinios, 60618 USA.

Tetric Ceram, lote C24714, color A2, A3. Vivadent, Bendererstrasse 2, FL-9494 Schaan, Lichtenstein.

Solitaire 2, lote 010224, color A2, C3. Heraeus Kulzer D- 41538 Dormagen, Germany.

Filtek P60, lote 20001025, color B2, C2. 3M Dental Division, 2111 Mc Gaw Av, Irvine CA, 92714, EUA.

Tirden MicroHibrid, lote # SL17 B (color B2), PL17 B (color A2), QL17 B (color A1), RI17 B (color A3). Prime Dental Manufacturing Inc.3735 W. Belmont Avenue, Chicago, Illinios, 60618 USA.

## 8. MÉTODO

Las pruebas especificadas en el objetivo general, se realizaron de acuerdo a la Norma de la Organización de Estándares Internacionales, ISO DIS # 4049 aprobada en 1998 para materiales de restauración elaborados a base de polímeros (81), que se clasifican de la siguiente manera:

Tipo 1: Materiales de restauración elaborados con polímeros a los que el fabricante indique como material para utilizarse en superficies oclusales.

Tipo 2: Todos los otros materiales restaurativos elaborados con polímeros.

Clase 1: Materiales de auto polimerización cuya polimerización se vea afectada por la forma de mezclar un iniciador y un activador.

Clase 2: Materiales activados por una fuente de energía externa como luz azul o calor.

Grupo 1: Materiales que requieren que la fuente de energía sea aplicada intra bucalmente.

Grupo 2: Materiales cuyo uso requiere que la energía sea aplicada extra bucalmente.

De acuerdo a esta norma, las resinas fluidas se clasifican como, Tipo 2, Clase 2, Grupo 1. Y las resinas híbridas como: Tipo 1, Clase 2, Grupo 1.

### DESCRIPCIÓN DE LAS PRUEBAS

Para las pruebas de profundidad de curado, sorción, solubilidad, radiopacidad, resistencia a la compresión, resistencia flexural y módulo flexural, se utilizó una lámpara de luz halógena Degussa la cual se revisó antes de cada prueba con dos radiómetros uno de intensidad de luz y otro de intensidad de calor, que registró un promedio de 480 mW/cm<sup>2</sup> de intensidad de luz y 25 mW/cm<sup>2</sup> de intensidad de calor. Para la prueba de contracción a la polimerización se utilizó la lámpara de luz halógena Visilux 2, la cual se revisó antes de cada prueba y registró un promedio de 350 mW/cm<sup>2</sup> de intensidad de luz y 25 mW/cm<sup>2</sup> de intensidad de calor, debido a que el instrumento para la medición de la contracción a la polimerización fue diseñado para el diámetro de la fibra óptica de la lámpara Visilux 2.

Las muestras se realizaron a una temperatura ambiente promedio de 21° C ± 2° C y una humedad relativa de 55% ± 5%.

#### 8.1 PROFUNDIDAD DE CURADO

Se prepararon 5 muestras de cada marca comercial, en moldes de metal inoxidable de 6 mm de alto x 4 mm de diámetro (Fig.8.1), se lubricó el molde con aceite de silicón; se colocó una loseta de vidrio, sobre ésta, cinta Mylar, a continuación la resina y sobre ésta, cinta Mylar. Se cubrieron las muestras con una loseta eliminando los excedentes. Se polimerizó de acuerdo a lo establecido por el fabricante, se retiró la muestra y con una espátula se eliminó el material no polimerizado. Se midió la profundidad de curado con un micrómetro de exactitud ± 0.1 mm, dividiendo el valor obtenido entre dos para obtener la profundidad de curado.

Tratamiento de los resultados:

Los materiales de restauración no deben de tener una profundidad de curado menor a 1.5 mm, o no menos de 0.5 mm de acuerdo a lo establecido por el fabricante.

Si tres de los valores son mayores a 1.5 mm el material ha cumplido el primer requisito.

Los fabricantes establecieron los siguientes tiempos de polimerización:

Tetric Flow, 40 segundos, Tetric Ceram, 40 segundos.

Flow Line, 20 segundos, Solitaire 2, 40 segundos.

Filtek Flow, 20 segundos, Filtek P60, 20 segundos.

Tirden Flow, 30 segundos, Tirden Microhibrido, 40 segundos.

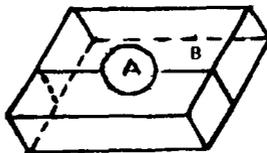


Figura 8.1

- A) Espacio para la muestra de resina de 4mm de diámetro  
B) Hacedor metálico de 6 mm de altura

## 8.2 SORCIÓN

Se prepararon 10 muestras de cada resina, en un molde de  $15 \pm 0.1$  mm de diámetro y  $1.0 \pm 0.1$  mm de profundidad (Fig. 8.2), el molde se lubricó con aceite de silicón, se colocó la resina dentro del molde sobrellenando ligeramente, encima se colocó cinta Mylar y una loseta de vidrio para desplazar el excedente. Se polimerizó de acuerdo al fabricante, cubriendo toda la superficie de la muestra, se sacó la resina del molde y se polimerizó de la misma manera el otro lado de la muestra.

Después de 15 minutos de haber comenzado la irradiación, se transfirió el molde a la caja ambientadora a  $(37 \pm 1)^\circ$  C. Se cuidó que las muestras no tuvieran irregularidades en la periferia, inspeccionando visualmente la superficie para asegurar que quedara tersa. El diámetro de las muestras no fue menor de 14.8 mm.

Se transfirieron las muestras al desecador con sílica gel a  $(37 \pm 1)^\circ$  C. Después de 24 horas, se retiraron y se pesaron en una balanza de 0.1 mg de aproximación. Se repitió el ciclo hasta que se obtuvo un peso constante (que la pérdida de masa no fuera mayor a 0.1 mg en un periodo de 24 horas). Se requirieron alrededor de 3 semanas para conseguir una masa constante, se registró como masa 1 (m1).

Después del último secado, se hicieron dos mediciones del diámetro en ángulos rectos entre sí y se calculó el diámetro promedio, se midió el grosor de la muestra en el centro y en 4 puntos espaciados de la circunferencia, se calculó el promedio del área en  $\text{mm}^2$ , el grosor medio y el volumen en  $\text{mm}^3$ .

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Se colocaron las muestras en agua a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$  por 7 días de manera que quedaran verticales y con un mínimo de 3 mm de espacio entre sí.

El volumen de agua para la inmersión de muestras fue de por lo menos de 10 ml x muestra. Después de 7 días, se retiraron las muestras, se lavaron con agua, se escurrieron hasta que no se vieran húmedas, se ventilaron y se pesaron después de un minuto de sacadas del agua, se registró la masa como  $m_2$ .

Después del pesaje, las muestras se colocaron de nuevo en el desecador utilizando el ciclo descrito anteriormente. Cuando el peso fue constante se registró como  $m_3$ .

Se calcularon los valores de absorción del agua  $W_{sp}$  en microgramos por milímetro cúbico para cada una de las 10 muestras con la siguiente ecuación:  $W_{sp} = m_2 - m_3 / v$

$m_2$  fue la masa de la muestra en microgramos, después de la inmersión en agua por 7 días.

$m_3$ , fue la masa de la muestra reacondicionada en microgramos.

$V$  es el volumen de la muestra en milímetros cúbicos.

Tratamiento de los resultados:

Si 8 ó 9 de los resultados obtenidos son iguales o menores a  $40 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , el material ha cumplido la prueba.

Si 4 o menos de los valores obtenidos son iguales o menores que  $40 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , el material falló la prueba.

Si 6 de los valores son iguales o menores a  $40 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , se repite la prueba. Si todos los valores son iguales o menores a  $40 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , por segunda ocasión, el material ha pasado la prueba.

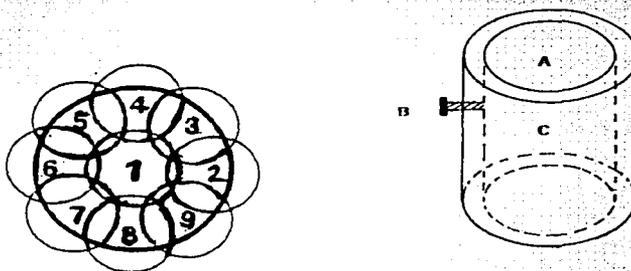


Figura 8.2

Forma de polimerizar la muestra (lado izquierdo).  
Hacedor de la muestra de resina en forma de disco (lado derecho).

- A) Espacio para la muestra de resina
- B) Tornillo para fijar la profundidad de la muestra
- C) Émbolo que permite variar la profundidad de la muestra.

La polimerización se realizó comenzando por el centro y se continuó en toda la superficie, cubriendo una tercera parte de la muestra ya polimerizada hasta cubrir toda la superficie por ambos lados, como lo muestra la figura 8.2 del lado izquierdo.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

### 8. 3 SOLUBILIDAD

Se calcularon los valores para la solubilidad wsl, en microgramos por milímetro cúbico, para cada una de las 10 muestras con la siguiente ecuación:  $Ws1= m1-m3/ V$

m1 fue la masa acondicionada en microgramos, antes de la inmersión en agua.

m3, es la masa de la muestra reacondicionada en microgramos.

V es el volumen de la muestra en milímetros cúbicos.

Tratamiento de los resultados:

Si 8 ó 9 de los valores obtenidos son iguales o menores a  $7.5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , el material ha pasado la prueba.

Si 4 o menos de los resultados son iguales o menores a  $7.5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , ha fallado la prueba.

Si 6 de los valores son iguales o menores a  $7.5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , se repite la prueba.

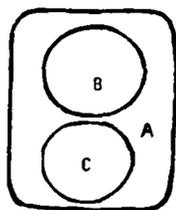
Si en la segunda ocasión, por lo menos 8 de los valores son iguales o menores a  $7.5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ , el material habrá pasado la prueba.

### 8. 4 RADIOPACIDAD

Se prepararon tres muestras de cada resina, en un molde de  $15 \pm 0.1$  mm de diámetro y  $1.0 \pm 0.1$  mm de profundidad (Fig. 8.2) lubricados con aceite de silicón, se colocó la muestra de cada resina sobrellenando ligeramente, cubriéndola con cinta Mylar y una loseta de vidrio para desplazar el excedente. Se polimerizó de acuerdo al fabricante cubriendo toda la superficie de la muestra (Fig 8.2), se sacó la muestra del molde y se polimerizó de la misma manera el otro lado, se midió el grosor de la muestra con un calibrador verniere con una exactitud de 0.01 mm.

Se tomaron 3 radiografías de 3 muestras de cada resina, con en el mismo aparato de Rx a 70 kV, colocando en cada radiografía la muestra de la resina de 1mm de grosor y 15 mm de diámetro y un disco de aluminio (de acuerdo a la Norma # 27 de la ADA) con una pureza de 99.5 % de 2 mm grosor y de un diámetro 18 mm (Fig. 8.3), sobre un disco de plomo a una distancia de la radiografía de 400 mm por el mismo tiempo en todos los casos de 0.5 segundos a 10 mA.

Después de revelar y fijar la radiografía con los mismos líquidos nuevos, se comparó la densidad óptica de la imagen de la muestra con la del aluminio utilizando un densitómetro. Si el valor (densidad óptica) obtenido por la muestra de resina, es menor que el valor obtenido por la muestra de aluminio, se considera a la resina más radiopaca que la muestra aluminio.



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 8.3

A) Radiografía B) Disco de aluminio C) Muestra de Resina

Tratamiento de los resultados:

Si la densidad de la imagen de la muestra es menor que la densidad de la imagen del aluminio, el material se estima que ha cumplido con el requisito.

## 8. 5 CONSISTENCIA

La prueba se basó en el volumen de las muestras de acuerdo a la prueba realizada por Opdam (62). Se tomaron 3 muestras de 2 ml de cada una de las resinas y se colocaron en jeringas hipodérmicas de material plástico. Se trasladaron a un cuarto oscuro, en un recipiente en ausencia de luz para evitar que iniciara la polimerización, se cargó cada muestra durante 60 segundos con un peso de 1625 g, se retiró la muestra e inmediatamente después, se midió la circunferencia registrando el diámetro mayor y menor y se obtuvo un promedio del mismo. Se calculó el promedio de las 3 pruebas de cada resina.

## 8. 6 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Se prepararon 10 muestras de cada marca comercial en moldes de vidrio de 6 mm de alto x 4 (± 1) mm de diámetro, se lubricó el molde con una capa de aceite de silicón y se colocó sobre una loseta de vidrio, sobre ésta cinta Mylar, a continuación la resina, sobre esta cinta Mylar y encima se colocó una loseta de vidrio para eliminar los excedentes. Se polimerizó un lado de acuerdo a lo que establece el fabricante, se invirtió el molde y se polimerizó el otro lado de la misma forma. Se colocó el molde en agua en el Horno Hanau a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$  durante 15 minutos, se retiró la muestra y se colocó en agua destilada en la caja ambientadora a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$  hasta que se realizaron las pruebas. A las 23 horas 50 minutos de iniciada la irradiación, se realizó la prueba de las muestras en la Máquina Universal de Pruebas Instron con una celda de carga hasta un máximo de 500 kg. a una velocidad de  $(1.0 \pm 0.25) \text{ mm x minuto}$ . Se calculó la fuerza compresiva utilizando la siguiente fórmula:  $R = F / A$ ,  $A = \pi / 4 d^2$

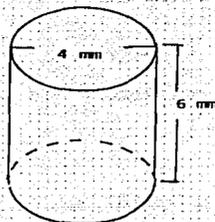
F = Máxima fuerza en Newtons ejercida en la muestra

d = Diámetro de la muestra en mm.

R= Resistencia compresiva en Pa.

Tratamiento de los resultados:

Si más de 4 de 10 muestras se encuentran fuera del promedio por más de 15% se debe repetir la prueba.



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 8.4

Hacedor de vidrio de 6 mm de alto y 4mm de ancho

## 8. 7 RESISTENCIA FLEXURAL

Se prepararon 10 muestras en moldes de acero inoxidable de 25 mm de largo x 2 mm de ancho x 2 mm de alto, se cubrió el molde con grasa de silicón, se colocó sobre una loseta de vidrio y cinta Mylar, se colocó la resina, se puso cinta Mylar sobre la resina y se cubrió con una loseta eliminando los excedentes, se polimerizó el centro de la muestra de acuerdo a lo establecido por el fabricante, se movió la punta de la fuente luminosa y se polimerizó un primer punto extremo del molde, luego se polimerizó el otro punto extremo y de la misma forma hacia el centro cubriendo cada vez la mitad de la superficie polimerizada, hasta cubrir el total de la superficie de la muestra, se invirtió el molde y se polimerizó de la misma forma. Se colocó el molde en agua a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$  durante 15 minutos, se retiró la muestra y se colocó en agua destilada en la caja ambientadora a  $(37 \pm 1)^\circ \text{C}$  hasta que se realizó la prueba. Se midió la muestra con un Calibrador Electrónico ( $\pm 0.01$ ) mm. Después de 24 horas del inicio de la irradiación, se ejecutó la prueba en cada una de las muestras en la Máquina Universal de pruebas Instron a una velocidad cruzada de  $(0.75 \pm 0.25)$  mm / min a un rango de carga de  $(50 \pm 16)$  N / min hasta que cada muestra alcanzó el límite de resistencia o se fracturó. La distancia de separación entre los dos puntos de apoyo fue de 20mm, en el punto medio de esa distancia se aplicó la carga.

El calculo de la resistencia flexural se realizó utilizando la formula:  $R_f = FL / 2bh^2$

F = máxima fuerza en newtons

L= distancia en mm entre los soportes con precisión 0.01 mm.

b = medida a lo ancho en mm de la muestra antes de la prueba

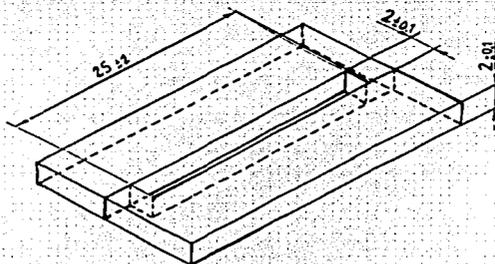
h = altura en mm de la muestra antes de la prueba

Tratamiento de los resultados:

Si 8 ó 9 de los resultados son iguales o mayores a 80 Mpa en el caso de las resinas tipo 1 (para restauraciones con carga oclusal) y 50 Mpa en el caso de las resinas tipo 2, el material ha pasado la prueba.

Si 6 o más de los resultados son menores a los valores anteriormente mencionados, el material ha fallado la prueba.

Si 6 de los resultados son iguales o mayores que los valores mencionados, se repite toda la prueba. Si solo 8 ó menos valores son iguales o mayores al límite en la segunda ocasión, el material ha fallado la prueba.



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 8.5

Hacedor metálico de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de alto

## 8. 8 MÓDULO FLEXURAL

De la prueba de Resistencia Flexural se calcula el Módulo Flexural.

Tratamiento de los resultados:

Si 9 o más de los resultados son mayores a 50 Mpa el material ha pasado la prueba.

Si 9 o más de los resultados están por debajo de 50 Mpa el material falló la prueba.

Si solo 6 de los resultados son mayores a 50 Mpa, se repite toda la prueba.

Si 8 resultados son mayores a 50 Mpa por segunda vez, el material habrá fallado toda la prueba.

## 8. 9 CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN

Se fijó en el centro de un portaobjetos, un anillo de bronce de 16 mm de diámetro interno y 1.24 mm de altura, al centro del anillo se colocó resina con un peso de alrededor de 0.15 g. al momento de la prueba para evitar que la luz iniciara la polimerización. Se cubrió con un cubreobjetos comprimiendo hasta que hizo contacto con la superficie superior del anillo, la cantidad de resina no excedió el diámetro de la punta de la fibra óptica de la lámpara de manera que la polimerización fuera de una sola intención. Se colocó la muestra en el portaobjetos cubierta por el cubreobjetos sobre la mesa del instrumento de medición, en la parte inferior de la mesa, a través de un orificio se colocó y se fijó la punta de cuarzo de la lámpara de foto polimerización conectada a la lámpara con la que se irradió por el tiempo indicado por el fabricante.

La armadura del transductor se colocó en contacto con el cubreobjetos y se irradió la muestra, permitiendo que al terminar la irradiación la computadora continuara registrando a través del transductor los cambios de voltaje durante 500 segundos. Se realizaron 10 muestras de cada resina.

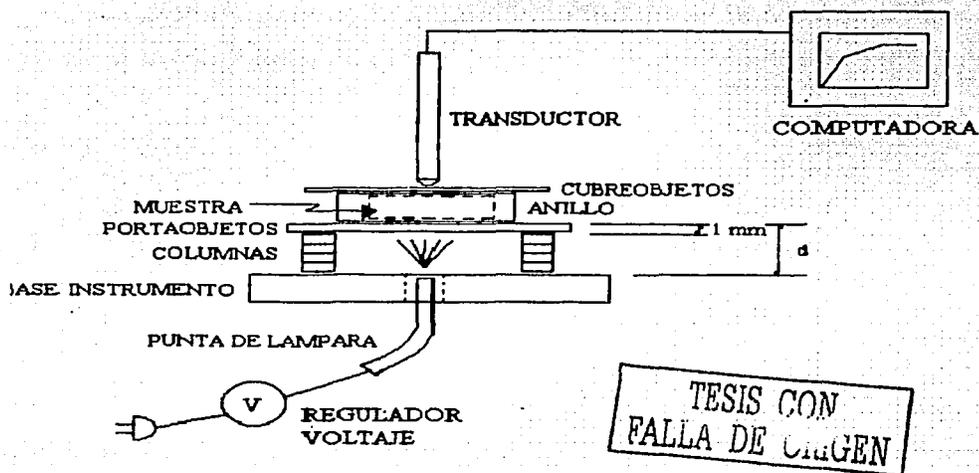


Figura 8.6

Diagrama esquemático de la forma de polimerizar las muestras de resina y medir contracción.

Con este método se obtuvo a través de un programa de computación llamado PICO LOG-16 el comportamiento de la muestra a la contracción por polimerización (Fig. 8.7), con el mismo programa se obtuvo el encogimiento, esfuerzo, deformación, velocidad de contracción y módulo de contracción.

Para calcular los valores relacionados con la contracción se utiliza la propiedad de las resinas de adherirse al vidrio, a través de la medición de la deflexión del cubreobjetos adherido a la resina, que al polimerizar se flexiona hacia abajo.

La contracción ( $\Delta L$ ) se define como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra, se calcula restando a la longitud final la longitud inicial, ( $\Delta L = L_o - L_f$ ).

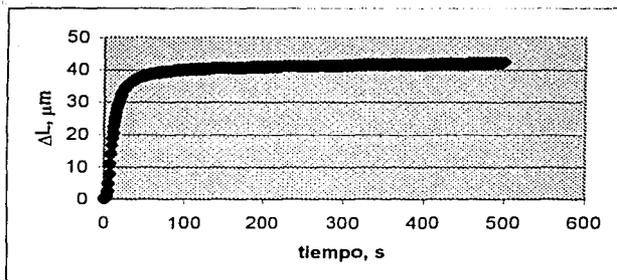


Figura 8.7

Comportamiento típico de la contracción en función del tiempo

El encogimiento (Fig. 8.8) que se puede definir como la relación entre la longitud inicial de la muestra y la contracción; es la distancia que se observa al disminuir la altura de la muestra durante la polimerización por acción del rompimiento de las dobles ligaduras que tienen una longitud mayor que las ligaduras sencillas. Al multiplicarse por 100 proporciona el porcentaje de encogimiento, S, representado mediante la ecuación:

$$S (\text{encogimiento}) = 100 \Delta L / L_o.$$

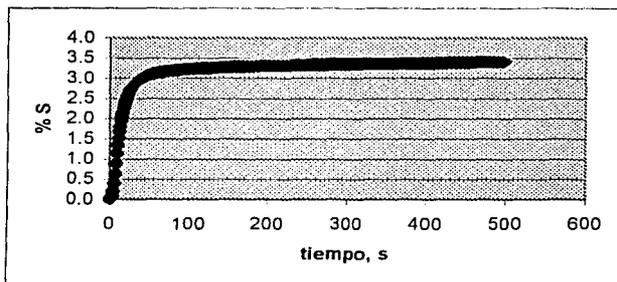


Figura 8.8

Comportamiento típico de encogimiento en función del tiempo

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

El esfuerzo de contracción se define como la fuerza que ocasiona la resina al momento de polimerizar, dividido entre el área original de la muestra.  $\sigma = F / A$ . Se mide utilizando la propiedad de las resinas de adherirse al vidrio. 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 monitorea con el transductor LVDT los 500 segundos que dura la prueba midiendo cada segundo.

Con la medida de la deflexión del vidrio, se calcula la velocidad promedio de contracción ya que se hacen lecturas de deflexión a cada segundo durante 500 segundos. La velocidad promedio de contracción se consigue, al graficar la distancia en que avanza un móvil en función del tiempo en un movimiento rectilíneo uniforme, y se obtiene una línea recta. Se mide a partir del inicio de la incidencia de la luz hasta que hayan transcurrido los segundos que el fabricante determine para polimerizar su producto.

El módulo elástico de contracción es la relación entre el esfuerzo de contracción y la deformación de contracción.  $M = \sigma / \epsilon$

## **8. 10 ELABORACIÓN DE LAS MUESTRAS PARA FOTOGRAFAR EL TAMAÑO Y LA FORMA DE LAS PARTÍCULAS DE MATERIAL INORGÁNICO**

Se colocó en una probeta una muestra de 0.5 g de cada resina y se agregaron 5.0 ml de acetona como disolvente, la muestra se centrifugó por 2 min a 1000 rpm para separar el disolvente de la sustancia de la matriz y de las partículas de relleno. El proceso se repitió en 3 ocasiones, eliminando el excedente de líquido y dejando la masa remanente de resina. Posteriormente se agregaron 5 ml de cloroformo para mayor lavado y separación de las partículas de relleno que estaban pegadas entre sí como resultado de la disolución con acetona. La masa de resina remanente fue de nuevo centrifugada por 2 min a 1000 rpm y el cloroformo y la sustancia residual de la matriz fue disgregada. Este segundo proceso de lavado se repitió en 3 ocasiones, eliminando en cada ocasión el excedente de cloroformo con la matriz de resina disuelta. Finalmente las partículas de relleno remanentes fueron suspendidas en 5.0 ml de etanol puro, eliminando el exceso de etanol. De la masa remanente de partículas de relleno se colocó una lechada en un portaobjetos de 1mm x 1mm pegando éste a un cilindro metálico con pintura de plata, se recubrió cada portaobjetos con una película de oro.

Posteriormente se observó cada muestra en un microscopio electrónico de barrido en el Instituto de Física de la UNAM a 15,000 aumentos, en el caso de Filtek Flow las fotografías fueron a 50,000 y 100,000 aumentos debido a que las partículas que la componen están en el rango de nanómetros, se tomaron 4 fotografías de distintas zonas de la muestra de cada una de las resinas.

## 9 RESULTADOS

En las tablas se presentan los resultados de las propiedades físicas, mecánicas y de contracción, son valores promedio junto con su desviación estándar.

### 9.1 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS FÍSICAS

TABLA 9.1

Resina	Profundidad de curado mm	Sorción $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	Solubilidad $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	Radiopacidad	Consistencia $\text{mm}^2$
Tetric Flow	$2.996 \pm 0.018$	$20.4 \pm 1.417$	$6.59 \pm 3.553$	1.05	$50.4 \pm 1.1077$
Flow Line	$2.962 \pm 0.017$	$13.69 \pm 2.566$	$6.63 \pm 1.799$	1.11	$55.46 \pm 3.3587$
Filtek Flow	$2.428 \pm 0.102$	$23.85 \pm 1.843$	$6.38 \pm 1.455$	1.04	$46.91 \pm 2.0915$
Tirden Flow	$1.954 \pm 0.163$	$31.76 \pm 12.33$	$6.24 \pm 1.450$	1.05	$55.83 \pm 2.0915$
Tetric Ceram	$2.908 \pm 0.049$	$16.67 \pm 2.144$	$6.77 \pm 2.106$	0.85	$21.13 \pm 0.3605$
Solitaire 2	$1.87 \pm 0.040$	$25.15 \pm 5.185$	$6.06 \pm 1.551$	0.99	$30.05 \pm 1.3213$
Filtek P 60	$2.362 \pm 0.053$	$26.51 \pm 0.782$	$6.34 \pm 1.675$	0.92	$23.74 \pm 0.1703$
Tirden MH	$2.198 \pm 0.236$	$20.25 \pm 3.479$	$1.46 \pm 0.884$	1	$25.76 \pm 2.7457$

TESIS CON  
FALLA DE CUBEN

## 9.2 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS MECÁNICAS

TABLA 9.2

Resinas	Resistencia a la Compresión MPa	Resistencia Flexural MPa	Módulo Flexural GPa
Tetric Flow	154.14 ± 38.180	82.226 ± 9.844	3.89 ± 1.138
Flow Line	182.432 ± 30.570	59.262 ± 11.844	2.578 ± 0.543
Filtek Flow	154.14 ± 32.910	68.446 ± 13.642	2.784 ± 0.424
Tirden Flow	137.075 ± 21.255	65.118 ± 13.071	4.52 ± 0.670
Tetric Ceram	137.033 ± 21.520	84.744 ± 14.386	4.302 ± 0.587
Solitaire 2	188.762 ± 26.769	90.462 ± 10.399	4.846 ± 1.106
Filtek P 60	173.953 ± 26.706	98.094 ± 14.121	5.486 ± 1.370
Tirden MH	153.552 ± 38.183	87.632 ± 14.491	3.89 ± 0.404

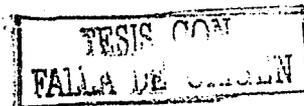
TESIS COM  
FALLA DE

## 9.3 RESULTADOS DE CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

TABLA 9.3

Resina	Encogimiento Lineal %	Esfuerzo Mpa	Deformación	Vel. de Contracción Lineal mm / s	Contracción Lineal $\mu\text{m}$	Módulo de contracción Mpa
Tetric Flow	3.597 $\pm$ 0.324	38.34 $\pm$ 4.743	0.0358 $\pm$ 0.0035	155.866 $\pm$ 6.5989	43.9668 $\pm$ 3.3947	1067.7 $\pm$ 100.48
Flow Line	3.719 $\pm$ 0.167	45.014 $\pm$ 4.126	0.17 $\pm$ 0.180	129.3471 $\pm$ 4.3257	47.1051 $\pm$ 1.2335	1240.1 $\pm$ 127.27
Filtek Flow	3.503 $\pm$ 0.0952	33.39 $\pm$ 4.004	0.035 $\pm$ 0.0010	141.612 $\pm$ 5.7410	43.4417 $\pm$ 1.1819	952.01 $\pm$ 95.806
Tirden Flow	4.355 $\pm$ 0.0669	41.03 $\pm$ 4.176	0.0442 $\pm$ 0.0021	175.1061 $\pm$ 4.5719	53.92 $\pm$ 0.8282	960.66 $\pm$ 112.43
Tetric Ceram	2.407 $\pm$ 0.0642	36.47 $\pm$ 4.896	0.0239 $\pm$ 0.00077	98.9124 $\pm$ 2.6792	29.8573 $\pm$ 0.8099	1513.51 $\pm$ 222.327
Solitaire 2	3.07 $\pm$ 0.0896	37.41 $\pm$ 3.732	0.113 $\pm$ 0.133	111.7818 $\pm$ 1.7516	38.0789 $\pm$ 1.1395	1217.9 $\pm$ 97.54
Filtek P60	1.959 $\pm$ 0.0646	27.527 $\pm$ 4.163	0.0195 $\pm$ 0.0006	76.6194 $\pm$ 2.7334	24.2918 $\pm$ 0.4587	1338.2 $\pm$ 103.6
Tirden MH	3.147 $\pm$ 0.0823	49.20 $\pm$ 4.714	0.0315 $\pm$ 0.0006	53.9278 $\pm$ 0.8282	39.0808 $\pm$ 1.0661	1561.39 $\pm$ 160.83

Para los valores promedio de cada prueba se aplicó el Análisis de Varianza de una vía con un grado de confiabilidad de  $P < 0.001$  y la Prueba de Tukey con un grado de confiabilidad de  $P < 0.05$ .



## 9.4 RESULTADOS EN FORMA DE GRÁFICAS

Figura 9.1

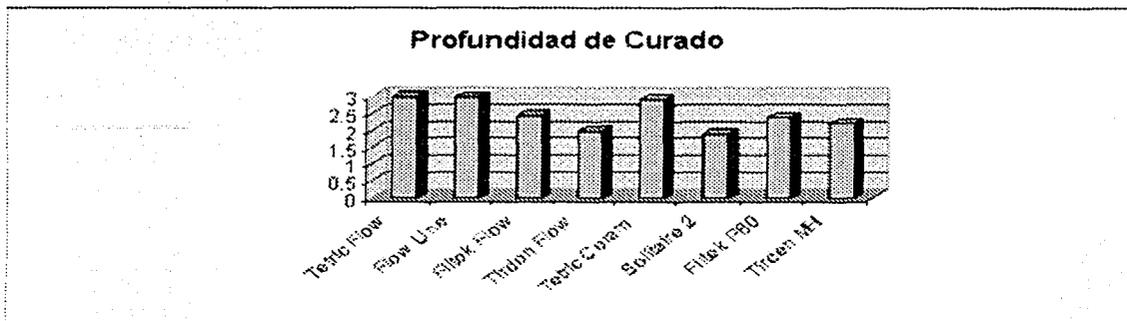


Figura 9.2

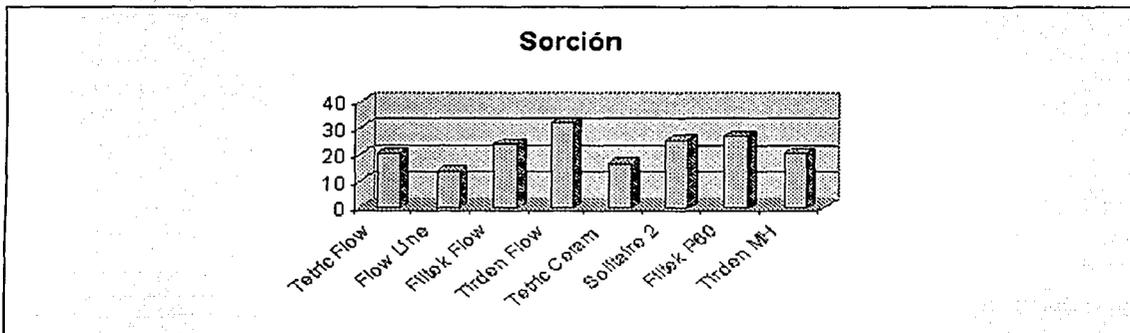
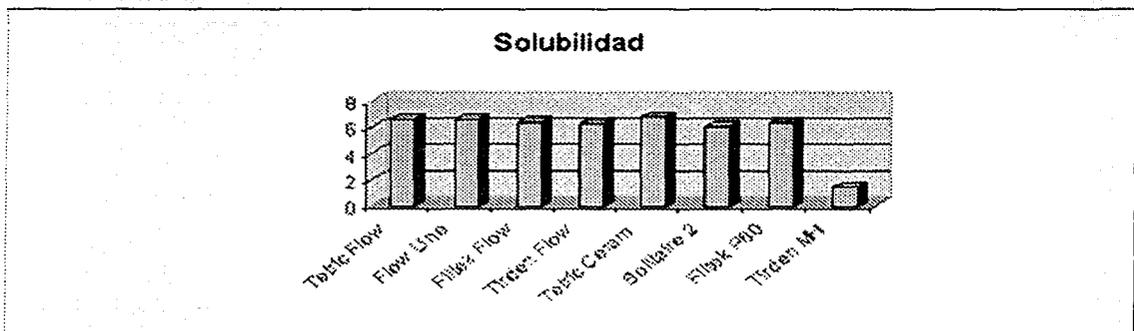


Figura 9.3



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 9.4

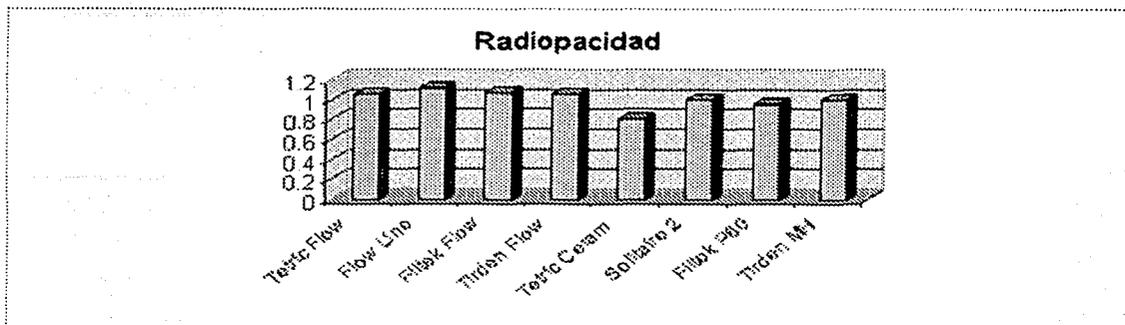


Figura 9.5

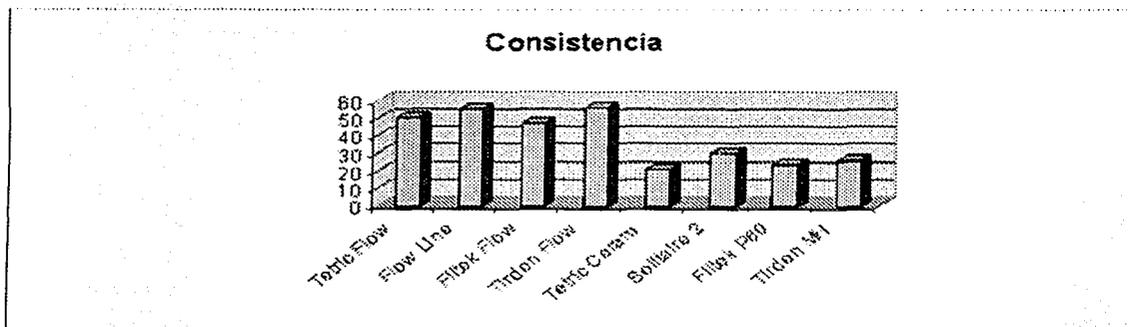
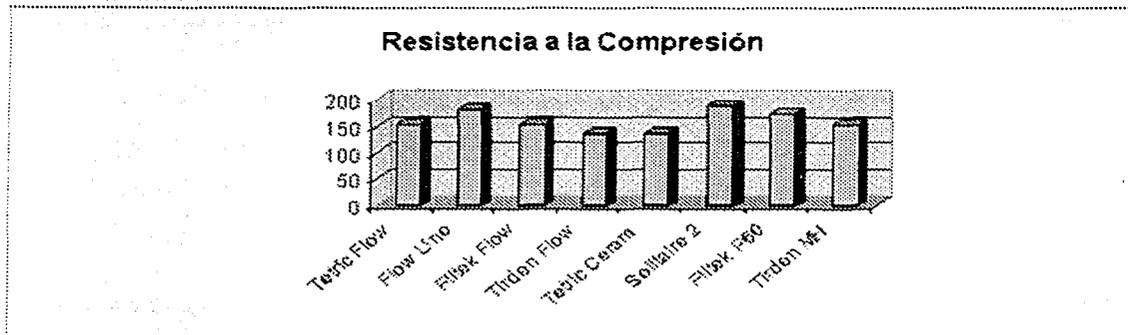


Figura 9.6



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 9.7

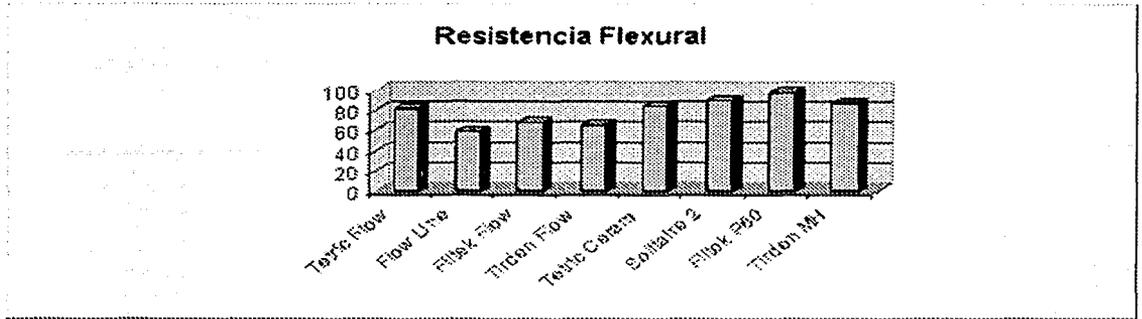


Figura 9.8

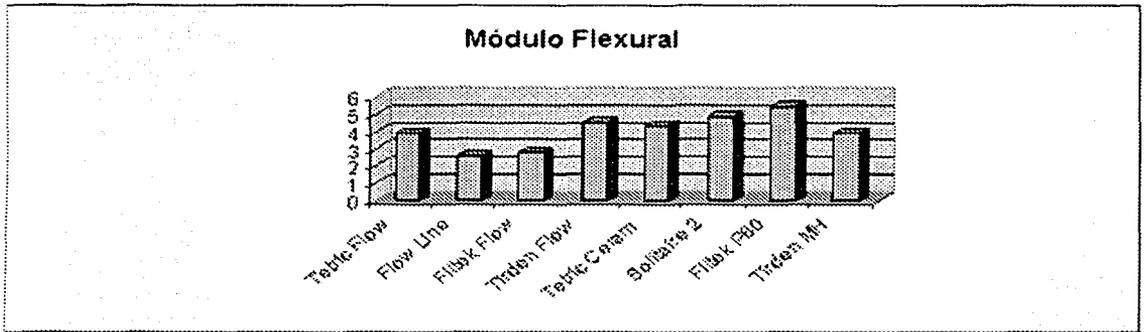


Figura 9.9

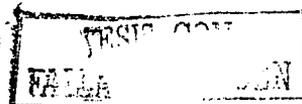
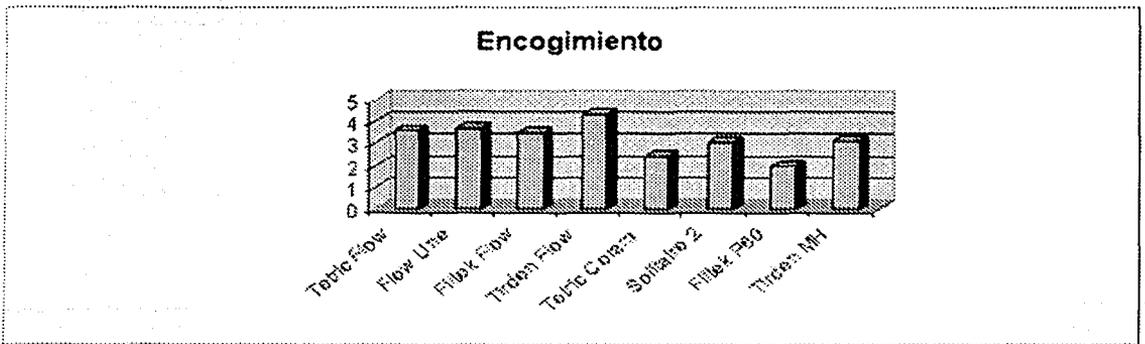


Figura 9.10

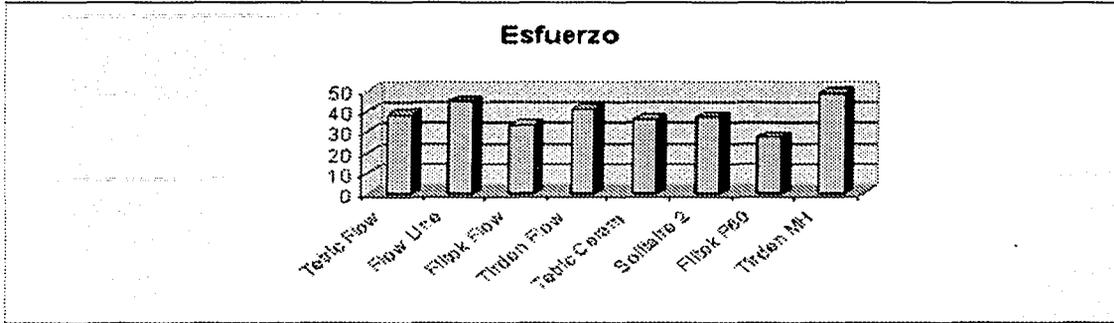


Figura 9.11

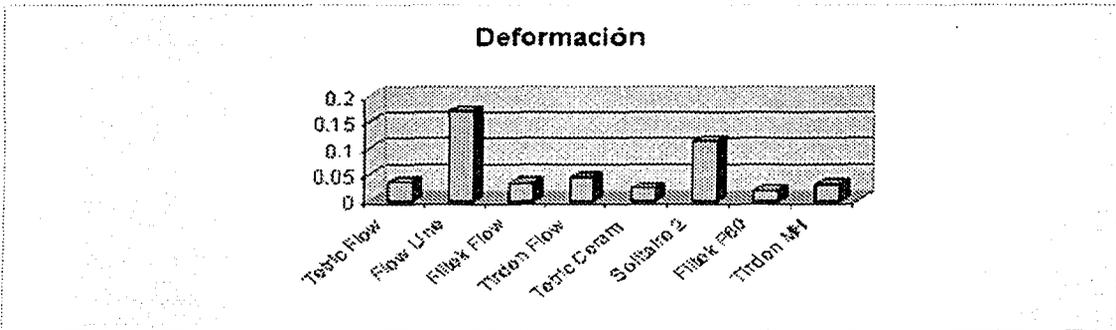
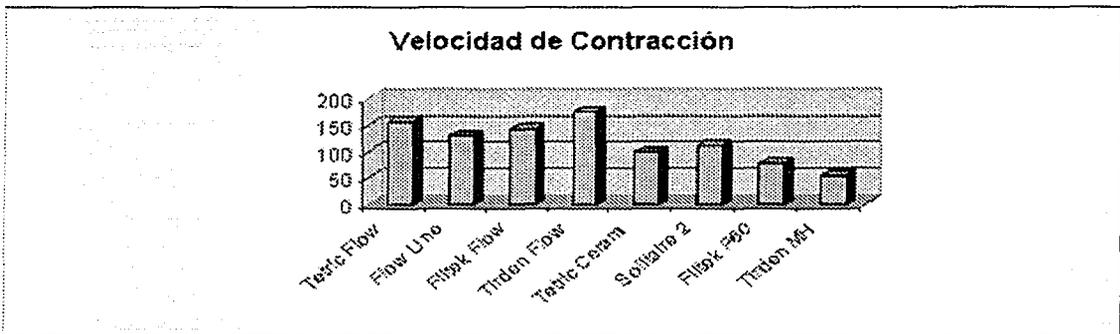


Figura 9.12



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 9.13

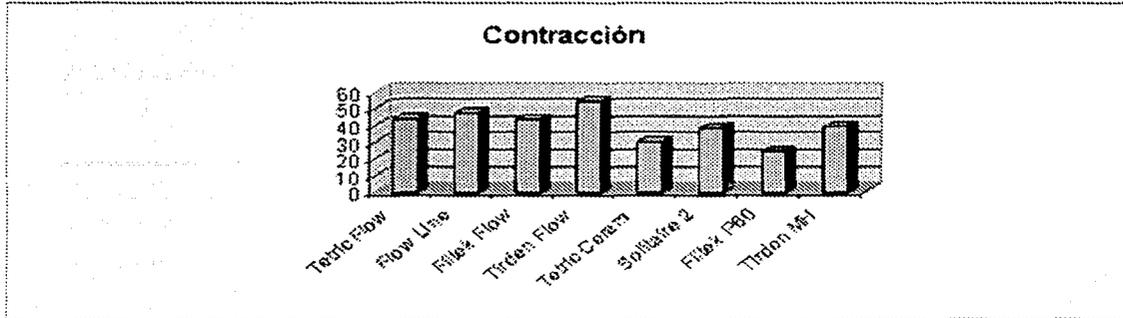
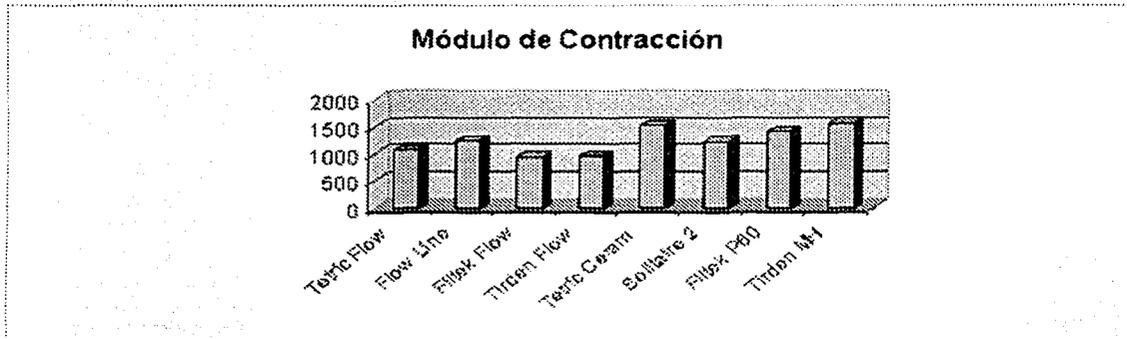


Figura 9.14



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

## 9.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para los valores promedio de cada prueba se aplicó el Análisis de Varianza de una Vía para determinar las diferencias de varianzas entre las medias de los grupos con un grado de confiabilidad de  $P < 0.001$  y la Prueba de Tukey para identificar la diferencia dentro de los grupos con un grado de confiabilidad de  $P < 0.05$

### PRUEBAS FÍSICAS

#### PROFUNDIDAD DE CURADO

Al hacer los cálculos se encontró que Tetric Flow tuvo el mayor valor medio, 2.996 mm y Solitaire 2, 1.870 mm, el más bajo. Los resultados se muestran en la tabla 9.1.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Solitaire 2, Tirden Flow, Tirden MH, Filtek P60 y Filtek Flow.

Tetric Ceram con: Solitaire 2 y Tirden Flow.

Flow Line con: Solitaire 2, Tirden Flow, Tirden MH, Filtek Flow, Filtek P60.

Solitaire 2 con: Tetric Flow, Flow Line y Tetric Ceram.

Filtek Flow con: Tetric Flow y Flow Line.

Filtek P60 con: Tetric Flow y Flow Line.

#### SORCIÓN

Al hacer los cálculos se encontró que Flow Line tuvo el menor valor medio  $13.669 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  y Tirden Flow  $31.7652 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.1.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Tirden Flow.

Tetric Ceram con: Tirden Flow, Solitaire 2 y Filtek P60.

Flow Line con: Tirden Flow, Solitaire 2 y Filtek P60.

Solitaire 2 con: Flow Line y Tetric Ceram.

Filtek Flow con: Tirden Flow y Filtek P60.

Filtek P60 con: Flow Line y Tetric Ceram.

Tirden Flow con: Flow Line, Tetric Ceram, Tetric Flow, Tirden MH y Filtek Flow.

Tirden MH con: Tirden Flow.

#### SOLUBILIDAD

Al hacer los cálculos se encontró que Tirden MH tuvo el menor valor medio  $1.467 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  y Tetric Ceram  $6.779 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.1.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Tirden MH.

Tetric Ceram con: Tirden MH.

Flow Line con: Tirden MH.

Solitaire 2 con: Tirden MH.

Filtek Flow con: Tirden MH.

Filtek P60 con: Tirden MH.

Tirden Flow con: Tirden MH.

Tirden MH con: Tetric Ceram, Flow Line, Tetric Flow, Filtek Flow, Filtek P60, Tirden Flow y Solitaire 2.

## **PRUEBAS MECÁNICAS**

### **RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Solitaire 2 tuvo el mayor valor medio 188.762 MPa y Tetric Ceram 137.033 MPa, el menor. Los resultados se muestran en la tabla 9.2.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Ceram con: Solitaire 2 y Flow Line.

Flow Line con: Tetric Ceram y Tirden Flow.

Solitaire 2 con: Tetric Ceram y Tirden Flow.

### **RESISTENCIA FLEXURAL**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek P60 tuvo el mayor valor medio de 98.094 MPa y Flow Line 59.262 MPa el menor. Los resultados se muestran en la tabla 9.2.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Flow Line.

Tetric Ceram con: Flow Line y Tirden Flow.

Flow Line con: Solitaire 2, Tirden MH, Tetric Flow y Tetric Ceram.

Solitaire 2 con: Flow Line y Tirden Flow.

Filtek Flow con: Filtek P60.

Filtek P60 con: Tirden Flow y Filtek Flow.

Tirden Flow con: Tirden MH y Tetric Ceram y Filtek P60.

Tirden MH con: Tirden Flow y Flow Line.

### **MÓDULO FLEXURAL**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek P60 tuvo el mayor valor medio 5.486 GPa siendo y Filtek Flow 2.784 GPa el menor. Los resultados se muestran en la tabla 9.2.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Flow Line con: Filtek P60, Tirden Flow y Solitaire 2.

Solitaire 2 con: Flow Line y Filtek Flow.

Filtek Flow con: Tirden Flow y Solitaire 2.

Filtek P60 con: Flow Line y Filtek Flow.

Tirden Flow con: Flow Line y Filtek Flow.

Tirden MH con: Filtek P60.

## **PRUEBAS DE CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN**

### **ENCOGIMIENTO A LA POLIMERIZACIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek P60 tuvo el menor valor medio 1.959 % y Tirden Flow 4.355 %, el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.3.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Tirden Flow, Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tirden MH.

Tetric Ceram con: Tirden Flow, Flow Line, Tetric Flow, Filtek Flow, Tirden MH, Solitaire 2, Filtek P60.

Flow Line con: Tirden Flow, Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tirden MH, Filtek Flow.

Solitaire 2 con: Tirden Flow, Flow Line, Tirden MH, Tetric Flow, Filtek Flow, Filtek P60 y Tetric Ceram.

Filtek Flow con: Tirden Flow, Flow Line, Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tirden MH.

Filtek P60 con: Tirden Flow, Flow Line, Filtek Flow, Tirden MH y Tetric Ceram.

Tirden Flow con: Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tirden MH, Filtek Flow, Tetric Flow y Flow Line.

Tirden MH con: Tirden Flow, Flow Line, Tetric Flow, Filtek Flow, Filtek P60, Tetric Ceram.

### **ESFUERZO DE CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek P60 tuvo el menor valor medio 27.526 MPa y Tirden MH 49.200 MPa el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.3.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Tirden MH, Flow Line, Filtek P 60.

Tetric Ceram con: Tirden MH, Flow Line y Filtek P60.

Flow Line con: Filtek P60, Filtek Flow, Tetric Ceram, Solitaire 2 y Tetric Flow.

Solitaire 2 con: Tirden MH, Tetric Flow y Tirden Flow.

Filtek Flow con: Tirden MH, Flow Line y Tirden Flow.

Filtek P60 con: Tirden MH, Flow Line, Tirden Flow, Tetric Flow, Solitaire 2 y Tetric Ceram.

Tirden Flow con: Filtek P60 y Filtek Flow.

Tirden MH con: Filtek P60, Filtek Flow, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tetric Flow y Tirden Flow.

### **DEFORMACIÓN POR CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek P60 tuvo el menor valor medio 0.0195 y Flow Line 0.170, el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.3.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Flow Line.

Tetric Ceram con: Flow Line.

Flow Line con: Filtek P60, Tetric Ceram, Tirden MH, Filtek Flow, Tetric Flow y Tirden Flow.

Filtek Flow con: Flow Line.

Filtek P60 con: Flow Line.  
 Tiriden Flow con: Flow Line.  
 Tiriden MH con: Flow Line.

## **VELOCIDAD DE CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Tiriden MH tuvo el menor valor medio 53.927 mm/g, y Tiriden Flow 175.106 mm/g, el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.3.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tiriden MH, Flow Line y Filtek Flow.  
 Tetric Ceram con: Tetric Flow, Tiriden Flow, Filtek Flow, Flow Line, Tiriden MH, Filtek P60 y Solitaire 2.  
 Flow Line con: Tetric Flow, Tiriden Flow, Filtek Flow, Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2 y Tiriden MH.  
 Solitaire 2 con: Tetric Flow, Tiriden Flow, Flow Line, Filtek P60 y Tetric Ceram.  
 Filtek Flow con: Tetric Flow, Tiriden Flow, Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tiriden MH y Flow Line.  
 Filtek P60 con: Tetric Flow, Tiriden Flow, Filtek Flow, Flow Line, Tiriden MH, Solitaire 2 y Tetric Ceram.  
 Tiriden Flow con: Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tiriden MH, Flow Line y Filtek Flow.  
 Tiriden MH con: Tetric Flow, Tiriden Flow, Filtek Flow, Flow Line, Filtek P60 y Tetric Ceram.

## **CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek P60 tuvo el menor valor medio 24.2918  $\mu\text{m}$  y Tiriden Flow 53.92  $\mu\text{m}$ , el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.3.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Tiriden Flow, Filtek P60, Tetric Ceram y Solitaire 2, Tiriden MH.  
 Tetric Ceram con: Tiriden Flow, Flow Line, Tetric Flow, Filtek Flow, Solitaire 2, Filtek P60 y Tiriden MH.  
 Flow Line con: Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tiriden MH y Filtek Flow.  
 Solitaire 2 con: Tiriden Flow, Flow Line, Tetric Flow, Filtek Flow, Filtek P60 y Tetric Ceram.  
 Filtek Flow con: Tiriden Flow, Flow Line, Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2 y Tiriden MH.  
 Filtek P60 con: Tiriden Flow, Flow Line, Tetric Flow, Filtek Flow, Tiriden MH, Solitaire 2 y Tetric Ceram.  
 Tiriden Flow con: Filtek P60, Tetric Ceram, Solitaire 2, Tiriden MH, Filtek Flow, Tetric Flow y Flow Line.  
 Tiriden MH con: Tiriden Flow, Flow Line, Filtek Flow y Tetric Flow.

## **MÓDULO ELÁSTICO DE CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN**

Al hacer los cálculos se encontró que Filtek Flow tuvo el menor valor medio 952.010 MPa y Tiriden MH 1561.390 MPa el mayor. Los resultados se muestran en la tabla 9.3.

El análisis estadístico presentó diferencias estadísticamente significativas de:

Tetric Flow con: Tiriden MH, Tetric Ceram y Filtek P60.  
 Tetric Ceram con: Filtek Flow, Tiriden Flow, Tetric Flow, Solitaire 2 y Flow Line.

Flow Line con: Tirden MH y Tetric Ceram.

Solitaire 2 con: Tirden MH, Tetric Ceram, Filtek Flow y Tirden Flow.

Filtek Flow con: Tirden MH, Tetric Ceram, Filtek P60, Flow Line y Solitaire 2.

Filtek P60 con: Filtek Flow, Tirden Flow y Tetric Flow.

Tirden Flow con: Tirden MH, Tetric Ceram y Solitaire 2.

Tirden MH con: Filtek Flow, Tirden Flow, Tetric Flow, Solitaire 2 y Flow Line.

## 9.6 TAMAÑO Y FORMA DE LAS PARTÍCULAS INORGÁNICAS

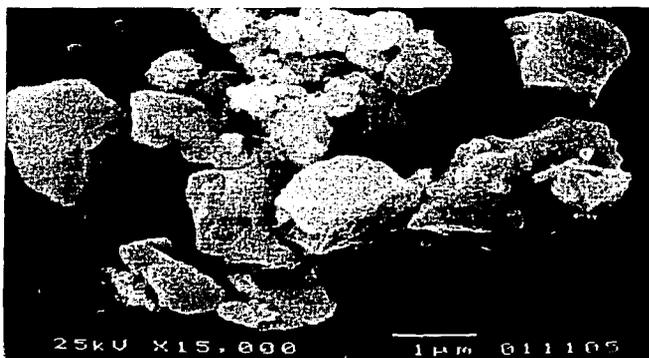
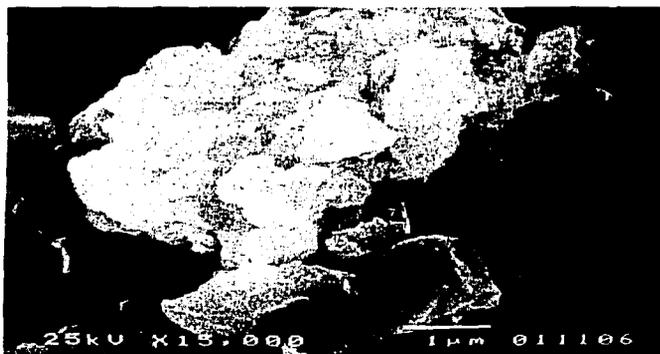
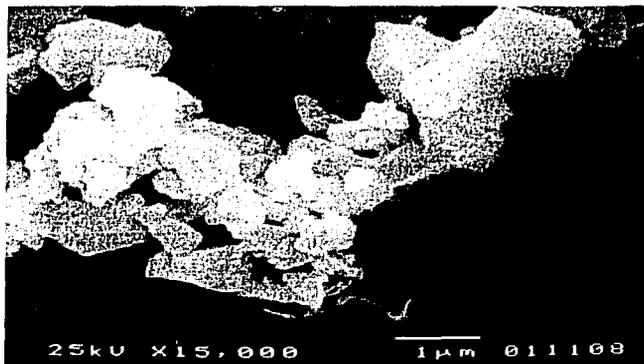
TABLA 9.4

Resina	Tamaño de partícula fotografía $\mu\text{m}$	Forma de las partículas Clasificación Roulet y Leinfelder
Tetric Flow	0.5 a 3	Híbrida con forma de astilla
Flow Line	0.1 a 2	Híbrida con forma de astilla
Filtek Flow	0.01 a 0.5	Micro relleno con forma esférica, homogénea
Tirden Flow	0.5 a 3	Fina e intermedia con forma de astilla
Tetric Ceram	0.5 a 4.5	Híbrida con forma de astilla
Solitaire 2	0.5 a 5	Híbrida con forma de astilla
Filtek P60	0.05 a 4	Híbrida con forma esférica
Tirden MH	0.5 a 3	Fina e intermedia con forma de astilla

TESIS CON  
FALLA DE URGEN

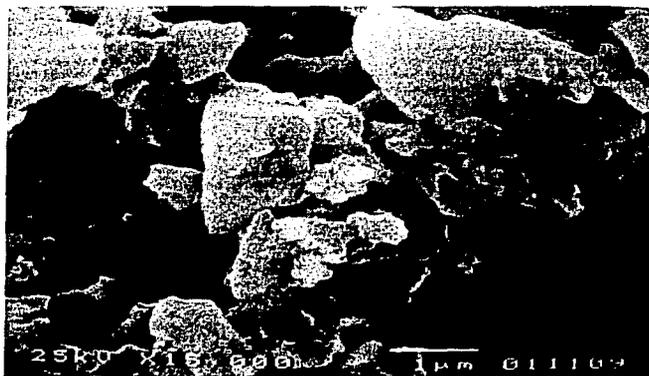
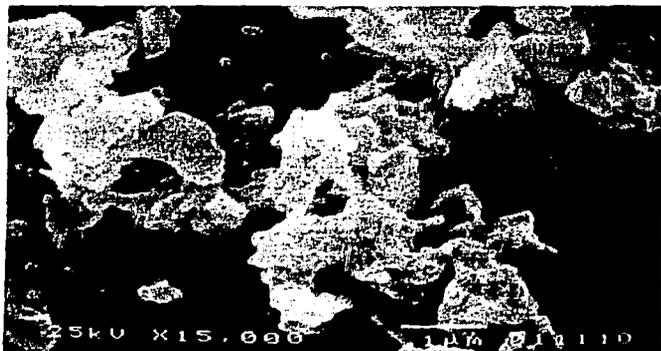
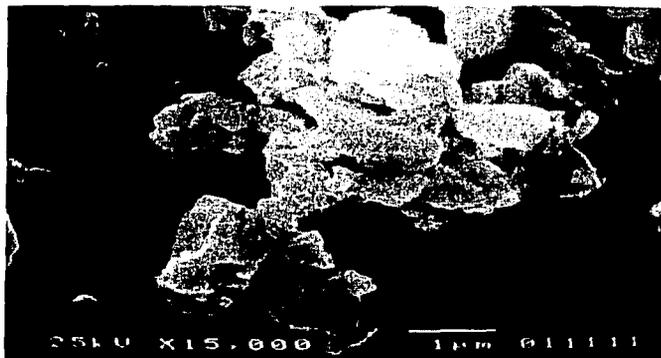
## 9.7 TAMAÑO Y FORMA DE LAS PARTÍCULAS INORGÁNICAS

Figura 9.15 Tetric Flow



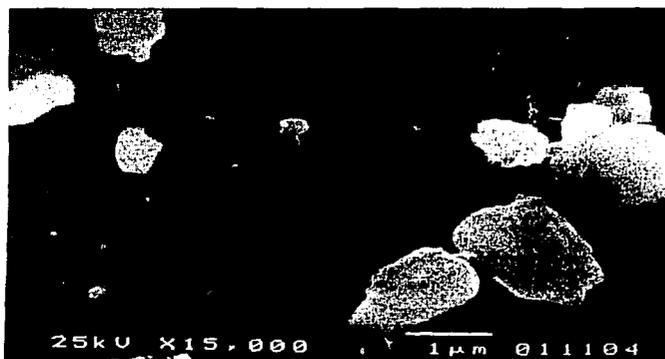
TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 9.16 Tetric Ceram



TESIS  
FALLA 1

Figura 9.17 Flow Line



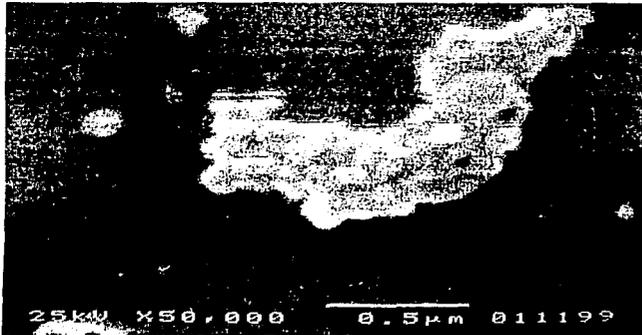
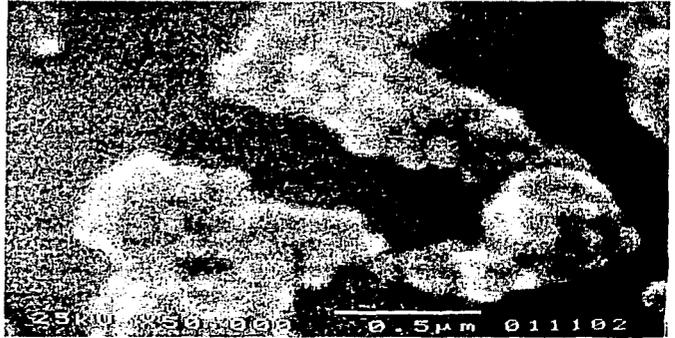
TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 9.18 Solitaire 2



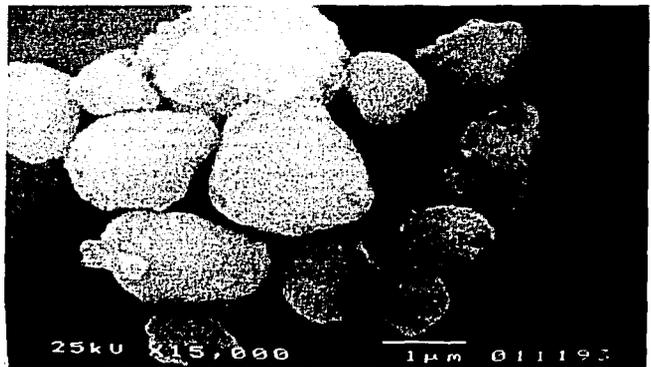
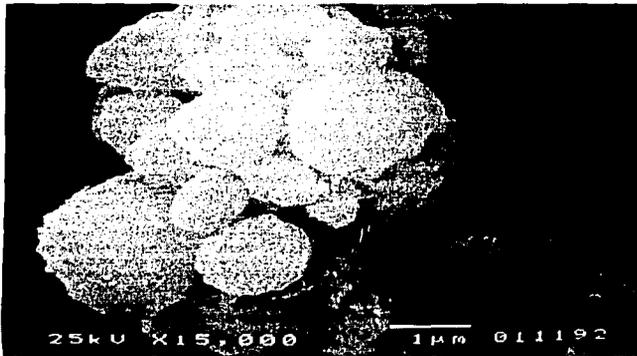
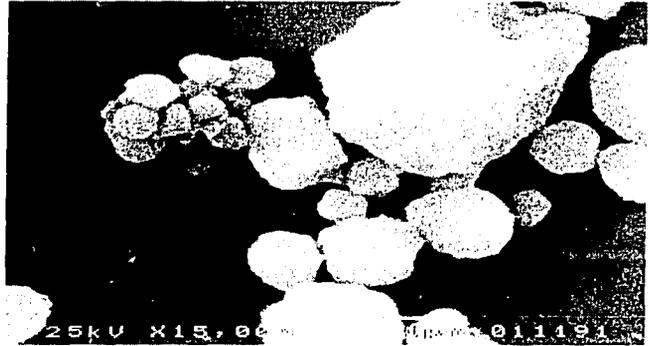
TESIS COM  
FALLA DE ...

Figura 9.19 Filtek Flow



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Figura 9.20 Filtek P60



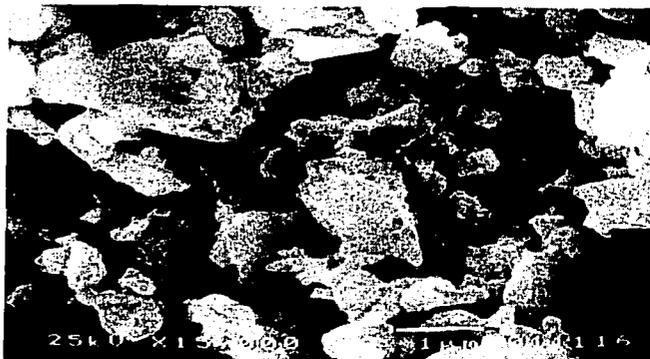
TESIS CON  
SALA DE ORIGEN

Figura 9.21 Tirden Flow



TESIS COM  
FALLA DE ...

Figura 9.22 Tirden MH



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

## 10 DISCUSIÓN

Se reportan los valores obtenidos en las pruebas de las resinas Tirden Flow y Tirden MH. No se incluirán éstas resinas para hacer discusión o tratar de explicar su comportamiento ya que se desconoce la información acerca de la composición del material orgánico; el fabricante reporta una cifra de material inorgánico sin especificar si es en relación al peso o al volumen.

### 10.1 PROFUNDIDAD DE CURADO

Al observar los resultados en la tabla 9.1 podemos ver que las resinas estudiadas tanto fluidas como empacables presentan valores mayores a 1.5 mm cumpliendo con el criterio de la Norma # 4049, como primer requisito en esta prueba. El segundo requisito es que el valor de la profundidad de curado que se obtenga, no sea menor en más de 0.5 mm de lo que establezca el fabricante.

De acuerdo al estudio de Manhart (2001) (88), la profundidad de polimerización de las resinas de curado con luz, depende de la composición del material de relleno, química de la resina, del tono y translucidez de la misma, además de la intensidad de la fuente de luz y de la longitud de onda de la irradiación. Asimismo relaciona el tamaño de las partículas de relleno a la profundidad de curado. Manhart reporta que estas conclusiones están de acuerdo con los hallazgos de otros investigadores como Lee, 1985 (55) que establecen que a mayor tamaño de las partículas de relleno mayor profundidad de curado, así como, una mayor concentración en la cantidad de relleno incrementa la profundidad de polimerización de las resinas. Aw en 2001 (73) encontró que partículas más grandes permiten mayor transmisión de luz y penetración a través de la resina (Ly y col, 1985), en consecuencia mayor profundidad de curado, polimerización y encogimiento.

En este estudio encontramos en las resinas fluidas que Tetric Flow con tamaño de partícula promedio de 0.7  $\mu\text{m}$  tuvo mayor profundidad de polimerización (2.996 mm), le siguió Flow Line con 0.7  $\mu\text{m}$  de tamaño de partícula y 2.962 mm de profundidad de curado y por último Filtek Flow con 1.5  $\mu\text{m}$  fue la que presentó menor profundidad de curado (2.428 mm).

El mismo comportamiento se presenta en las resinas empacables ya que Tetric Ceram con tamaño de partícula de 0.7  $\mu\text{m}$  presentó una profundidad de curado de 2.908 mm, Filtek P60 con 3.5  $\mu\text{m}$  obtuvo 2.36 mm y Solitaire 2 con 20  $\mu\text{m}$  de promedio 1.87 mm.

Los resultados obtenidos en este estudio difieren a lo publicado por Manhart en relación al tamaño de las partículas y a la concentración del relleno, en este estudio se puede observar que la profundidad de curado de las resinas fluidas es mayor a la de las resinas empacables, probablemente debido a que contienen mayor cantidad de matriz orgánica y menor cantidad de material de relleno inorgánico. Cabe recordar que es la materia orgánica lo que polimeriza, no el material de relleno inorgánico.

Las condiciones del estudio de Manhart fueron diferentes a las de este proyecto en el diámetro de las muestras, la longitud e intensidad de luz. Realizó pruebas solamente en resinas empacables, sin embargo el resultado que obtuvo de profundidad de curado para Tetric Ceram fue el mismo que se obtuvo en este estudio (2.90 mm).

Solitaire 2 fue la resina que menor profundidad de curado presentó (1.87 mm) de acuerdo a la Norma # 4049, que requiere elaborar 3 muestras de cada resina, sacar el promedio de los valores

obtenidos y dividirlo entre dos; es importante hacer notar que en realidad la profundidad de curado es el doble de la cifra que se obtiene al requerir la Norma dividirla entre dos, por lo que Solitaire 2 tiene verdaderamente 3.74 mm de profundidad de curado cumpliendo con el requisito de la Norma # 4049.

En un estudio de Choi en el 2000 (53) sobre diversas pruebas físicas, Solitaire 2 presentó una profundidad de curado menor a 2 mm de acuerdo a la Norma # 4049, cifra que se corroboró en este estudio.

Hay evidencia que sustenta que el grado de polimerización es crucial en el comportamiento clínico de cualquier sistema de resina. De acuerdo a Lutz (1983), el porcentaje de conversión de los dobles enlaces, la formación de una red y el grado de polimerización están afectados por dos factores mayores: el tipo de curado utilizado y el tipo de resina utilizada en la matriz orgánica (61).

El valor en profundidad de curado que obtuvo Solitaire 2, podría explicarse porque que tenga pocos dobles enlaces por mol, y de los dobles enlaces depende que haya polimerización de acuerdo a Lutz (61).

La literatura encontrada recomienda colocar incrementos de resina de máximo 2 mm de profundidad para lograr una polimerización completa, porque de quedar resina sin polimerizar dejaría una base blanda y una capa superior dura que provocaría la fractura de la restauración. Por esta razón es importante tener una profundidad de curado mayor a 2 mm, particularmente en las resinas para dientes posteriores que durante la masticación se someten a fuerzas de compresión, flexión y tangenciales.

De acuerdo a los resultados de este estudio todas las resinas valoradas cumplen ampliamente con el valor de profundidad de curado que la literatura en la materia recomienda, en el sentido de requerir 2mm de profundidad de curado de mínimo, para colocar capas de resina de la misma profundidad y lograr una polimerización completa.

## 10.2 SORCIÓN

Las resinas fluidas estudiadas cumplieron con la Norma # 4049, la que mayor sorción tuvo fue Tirden Flow con 31.76  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y la menor Flow Line con 13.69  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ .

Las resinas para posteriores cumplieron con la Norma # 4049, la que mayor sorción tuvo fue Filtek P60 con 26.51  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y la menor Tetric Ceram con 16.67  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ .

En las resinas Tetric Flow y Tetric Ceram, se cumple el principio publicado por Oysaed (1986), que dice que a mayor cantidad de relleno, menor sorción de agua (67), (Tetric Flow 64.6 %de material inorgánico, 20.4 de sorción, Tetric Ceram 80% de material inorgánico, 16.67 de sorción).

Mohsen (1995), encontró que las resinas silanizadas absorben menor cantidad de agua (52), en las resinas Tetric de Vivadent el fabricante reporta que contienen vidrio de bario silanizado y óxidos esféricos silanizados (83); los fabricantes de las resinas de Kulzer y 3M no reportan que estén silanizados sin embargo no se puede asumir que no lo estén ya que actualmente todas las resinas se silanizan, además que los resultados obtenidos en ésta prueba así lo sugieren, (Tetric Flow 20.4  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , Flow Line 13.69  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , Filtek Flow 23.85  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), (Tetric Ceram 16.67  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , Solitaire 2, 25.15  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , Filtek P60, 26.51  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ).

Comparando la sorción de Flow Line y Solitaire 2, Flow Line absorbe menos agua que Solitaire 2 debido a que tiene un tamaño de partícula mucho menor (0.7 micras) y Solitaire 2 tiene un tamaño de partícula de 2 a 20 micras; por esta razón Flow Line fue la que menor sorción tuvo, ya que tiene mayor cantidad de partículas para un mismo volumen, lo que corrobora el estudio de Ly (1985).

En las resinas de 3M, se presenta el mismo comportamiento, Filtek Flow absorbe menos agua que Filtek P60 y de acuerdo a lo publicado por Ly 1985 (55), a menor peso de relleno menor sorción.

Al incrementar el tiempo de irradiación, la sorción disminuye de acuerdo a Tanaka (1991). Se puede observar en las 3 resinas para posteriores donde los tipos de matriz orgánica son prácticamente los mismos, que Tetric Ceram y Solitaire 2, irradiados 40 segundos cada uno presentan valores de sorción de 16.67 y 25.15  $\text{mg}/\text{mm}^3$  respectivamente, y es mayor en P60 que fue irradiado 20 segundos y tiene un nivel de sorción de 26.51  $\text{mg} / \text{mm}^3$ , estos resultados concuerdan con lo publicado por Tanaka (91).

En el caso de las resinas fluidas, Tetric Flow que se irradia 40 segundos obtuvo una sorción de 20  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y Filtek Flow que se irradia 20 segundos tuvo una sorción de 24  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , teniendo ambas el mismo tipo de matriz orgánica corroborándose de nuevo el estudio de Tanaka (91).

Flow Line de acuerdo al reporte del fabricante tiene una matriz orgánica diferente a las demás resinas fluidas. Está compuesto básicamente por monómeros de metacrilato y TEGDMA. Los fabricantes de Tetric Flow y Filtek Flow reportan que contienen como base Bis GMA y TEGDMA, en este estudio Flow Line tuvo 13.69  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ , Tetric Flow 20.4  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y Filtek Flow 23.85  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  de sorción, que aunque no es una diferencia estadísticamente significativa el valor que obtuvo Flow Line fue menor, por lo que podríamos inferir que los polímeros de metacrilato desarrollados por Kulzer tienen menor grado de sorción que el metacrilato de metilo en general (82,83,84).

Comparando las resinas empacables podemos observar que Tetric Ceram tiene menor sorción y el menor tamaño de partícula. Filtek P60 tiene mayor nivel de absorción y el mayor tamaño de partícula. Estos resultados también se corroboran con lo encontrado por Ly en 1985 (55) que al comparar la sorción en dos resinas de diferentes tamaños de partículas de relleno, 1.5 y 2 micras, encontró que en las resinas con partículas de 2 micras, la sorción de agua fue mayor, sin embargo hay diferencias en cuanto al material orgánico que utilizan por lo que una comparación exacta entre ellas no es posible.

### 10.3 SOLUBILIDAD

Las resinas fluidas cumplieron con la Norma # 4049 la que menor solubilidad tuvo fue Tirden Flow 6.24  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y la mayor 6.63  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  de Flow Line.

Las resinas híbridas para dientes posteriores cumplieron con la Norma # 4049, la que menor solubilidad tuvo fue Tirden MH con 1.46  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  y la que mayor solubilidad tuvo fue Tetric Ceram con 6.77  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ .

En cuanto a las resinas fluidas encontramos que a medida que aumenta el contenido de relleno la solubilidad baja, al igual que lo encontrado por Oysaed e Hirano (1986, 1990) (67, 93), y lo podemos apreciar con Flow Line que tiene 62% en peso y 6.63  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  de solubilidad, Tetric Flow con 65% en peso y 6.59  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  de solubilidad y Filtek Flow 68% en peso y 6.38  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  de solubilidad.

Con las resinas para dientes posteriores no se cumplió con lo publicado por Hirano en relación a que a mayor contenido de relleno menor solubilidad, sin embargo se podría explicar entonces que la hidrofobicidad de la matriz (tipo de monómeros) y la composición del material de relleno, tiene una importante influencia en la solubilidad como encontró Ortengren en un estudio en el 2001(94).

Podemos citar que Asmussen determinó la solubilidad de las matrices orgánicas UDMA, TEGDMA y Bis GMA, donde TEGDMA es más soluble que UDMA y la de menor solubilidad es Bis GMA (43). en el presente estudio encontramos que Tetric Ceram tuvo  $6.77 \text{ ug/mm}^3$  en solubilidad y de composición tiene Bis GMA, UDMA y TEGDMA, Solitaire 2 presentó  $6.06 \text{ ug/mm}^3$  de solubilidad y está compuesta por UDMA, Bis GMA y TEGDMA y Filtek P60 que tuvo una solubilidad de  $6.34 \text{ ug/mm}^3$  y se compone de BisGMA, BisEMA, TEGDMA y UDMA, las resinas que tuvieron como componente principal Bis GMA obtuvieron un valor ligeramente menor de solubilidad.

## 10.4 RADIOPACIDAD

Se aplicó la Norma # 4049 pero se utilizó un disco de aluminio de un grosor de 2mm de acuerdo a la Norma # 27 de la ADA.

En 1981 en un Congreso de la ADA se recomendó que las resinas fueran radiopacas, condición que todas las resinas valoradas cumplen.

La radiopacidad es la proporción de la densidad óptica de la muestra de resina en comparación con la de una muestra de aluminio, se mide con un densitómetro comparando en la misma radiografía, la densidad óptica de la resina y del aluminio. Si el valor que obtiene la muestra de resina es menor que el valor de la muestra de aluminio, la resina será más radiopaca que el aluminio.

La Norma # 4049 solicita que el valor de la muestra sea menor a la del aluminio, condición que cumplen las resinas empacables, no así las fluidas que fueron ligeramente menos radiopacas que el aluminio, lo que equivaldría a ser menos radiopacas que el esmalte.

Los elementos químicos se distinguen unos de otros por su número de protones. Entre más protones hay en un elemento, será más alta la radiopacidad, y encontramos que el Iterbio tiene 70 protones, el bario 56; zirconio 40; estroncio 38; calcio 20; silíce 14; aluminio 13; fluor 9; oxígeno 8; carbono 6 e hidrógeno 1. (Información Vivadent (59).

Los monómeros presentan átomos de hidrógeno, carbono y oxígeno, por lo que son ligeramente radiopacos. Algunos fabricantes utilizan como relleno: silicato de estroncio, vidrio de bario o trifluoruro de iterbio, de estos tres materiales la mayor radiopacidad se obtiene con trifluoruro de iterbio (Información científica Vivadent 2000) (59).

En el presente estudio Tetric Ceram que de acuerdo al fabricante tiene en su composición iterbio que es el elemento que mayor radiopacidad proporciona por el alto número de protones (70), además de bario (56) que también tiene alta radiopacidad en un rango de partículas de  $0.4$  a  $3 \text{ }\mu\text{m}$ , presentó la mayor radiopacidad de las resinas estudiadas y Tetric Flow que presenta la misma composición y un rango menor de tamaño de partículas ( $0.04$  a  $3 \text{ }\mu\text{m}$ ) y porcentaje de material inorgánico (64.6%) también obtuvo la mayor radiopacidad de las resinas fluidas aunque fue ligeramente menor a la del aluminio.

Murchinson en 1999 (51), publicó que actualmente 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 dental 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, densidad y nivel de adición.

Tabla 10.1

Resina	Material Inorgánico % vol.    % peso		Tamaño de partícula µm	Elementos que contiene	Radiopacidad
Tetric Flow	39.7	64.6	0.04 - 3	Bario (56), Iterbio (70)	1.05
Flow Line	41	62	0.7	Fluor (9)	1.11
Filtek Flow	47	68	0.01 a 6	Zirconia (40), Silica (14)	1.07
Tetric Ceram	60	80	0.4 - 3	Bario (56), Iterbio (70)	0.85
Solitaire 2	90	75	2.0 a 20	Bario (56), Aluminio (13)	0.99
Filtek P60	61	83	0.01 a 3.5	Zirconia (40), Silica 14	0.92

De acuerdo a Chan (1999) (59) la radiopacidad permite distinguir los materiales utilizados como base de la cavidad y contactos con los dientes adyacentes, cuestiona que 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 del aluminio, y la del esmalte es aproximadamente del doble de la radiopacidad del grosor 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 que determinó que la radiopacidad de 2 mm de aluminio se encuentra entre los valores que presentan el esmalte y la dentina.

Las resinas fluidas valoradas, fueron ligeramente menos radiopacas que un disco de 2 mm de aluminio, (Tetric Flow, 1.05; Flow Line 1.11; Filtek Flow, 1.07) lo que significaría que tienen una radiopacidad ligeramente menor a la del esmalte, pero diferente, por lo que probablemente se podría distinguir la restauración del diente, caries o determinar la homogeneidad de la restauración.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Murchinson en 1999 (51), obtuvo para Tetric Flow un valor de 1.142 el cual es ligeramente mayor al que se obtuvo en este estudio.

Las resinas empacables estudiadas, obtuvieron valores menores en densidad a los del aluminio (Tetric Ceram, 0.85; Solitaire 2, 0.99 y Filtek P60, 0.92), lo que significaría que son más radiopacas que el esmalte, esto permitiría la discriminación entre la restauración y el diente así como el diagnóstico de lesiones cariosas, que en el caso de las resinas para dientes posteriores es muy importante ya que es más difícil tener acceso a las caras proximales y valorar las condiciones de la restauración, Murchinson en 1999 (51) y Choi (53) en 2000 recomendaron que en restauraciones clase II no se utilicen resinas de baja radiodensidad ya que es importante poder determinar la presencia de caries reincidente radiográficamente.

## 10.5 CONSISTENCIA

La Norma # 4049 no incluye pruebas de consistencia.

En este estudio las resinas fluidas Flow Line y Tirden Flow tuvieron un grado de fluidez mayor que las demás (55.46 mm<sup>2</sup> y 55.83 mm<sup>2</sup> respectivamente) lo que en el momento de elaborar las muestras causó dificultad en su manipulación porque se producían muchas burbujas. Las resinas demasiado fluidas dejan burbujas al manipularlas excesivamente porque escurren con facilidad; al utilizarse en restauraciones de dientes anteriores podrían poner en riesgo la colocación correcta del material de restauración; una alternativa es utilizarlas como base en cavidades de dientes posteriores utilizando el concepto de adhesivo con relleno, que además, favorece una menor contracción de acuerdo a lo publicado por Cobb (2000)(49) y menor filtración gingival de acuerdo a Leevailoj (2001)(74).

Las resinas híbridas para posteriores estudiadas tuvieron ligeras variaciones en cuanto a consistencia, sin embargo, en general tuvieron resultados similares, con excepción de Solitaire 2, que fue la resina más fluida dentro del grupo de las híbridas, sin que esto significara dificultad alguna en su manipulación.

Hilton en 2001 publicó acerca de las resinas empacables que el mayor beneficio que pueden tener es la consistencia más densa a la manipulación clínica y se debe a la alteración de la forma, tamaño y distribución del material de relleno (100).

En las fotografías obtenidas del material de relleno en este estudio (ver Tamaño y Forma de las partículas de relleno), se observa que las resinas empacables a diferencia de las fluidas tienen mayor tamaño de partícula y la forma de las partículas en las resinas tanto fluidas como empacables fue de astilla con excepción de Filtek Flow (fluida) y Filtek P60 (empacable) que tienen forma esférica, ya que todas las resinas empacables estudiadas tuvieron una fácil manipulación por su consistencia, podría suponerse que el tamaño y la distribución de las partículas tienen mayor influencia en su consistencia que la forma de la partícula.

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio, era de suponerse que la consistencia disminuiría al aumentar la cantidad de relleno inorgánico, esto se comprobó con las resinas fluidas que obtuvieron valores mayores a 50 mm<sup>2</sup>, mientras que las resinas empacables obtuvieron valores menores a 30 mm<sup>2</sup>.

## 10.6 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Las resinas fluidas y las resinas híbridas para dientes posteriores cumplieron con la Norma # 4049 – 1988 del Apéndice 1 de Métodos suplementarios de pruebas, que establece como tratamiento de los resultados que si más de 4 de 10 muestras se encuentran fuera del promedio por más de 15% se debe repetir la prueba.

La mayor resistencia a la compresión en las resinas fluidas la obtuvo Flow Line con 182.432 MPa y la menor Tirden Flow con 137.075 MPa.

La de mayor resistencia en las resinas híbridas para dientes posteriores fue Solitaire 2 con 188.762 MPa y la menor Tetric Ceram con 137.033 MPa.

Ly observó en un estudio (1985) (55); que al aumentar el tamaño de partícula la resistencia a la compresión aumentó, al igual que lo encontrado en este estudio en las resinas fluidas, Tetric Flow (0.04-3  $\mu\text{m}$ , r.c. 154.14 MPa), Flow Line (0.7  $\mu\text{m}$ , r.c. 182.43 MPa), Filtek Flow (0.01 a 6  $\mu\text{m}$ , r.c. 154.14 MPa), Ly también encontró que a mayor cantidad de relleno aumenta la resistencia compresiva, sin embargo en este estudio esta relación no se confirmó, por el contrario en las resinas fluidas a mayor cantidad de relleno, la resistencia compresiva disminuyó (Tetric Flow (64.6 %, r.c. 154.14 MPa), Flow Line (62 %, r.c. 182.43 MPa), Filtek Flow (68 %, r.c. 154.14 MPa) ; debe mencionarse que hay diferencias entre los componentes de las matrices orgánicas de las resinas; Filtek Flow y Tetric Flow tienen el mismo tipo de monómeros, básicamente Bis GMA, mientras que Flow Line tiene monómeros de metacrilato como base, posiblemente por ésta razón disminuyó la resistencia a la compresión a mayor cantidad de relleno.

En las resinas híbridas se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre Tetric Ceram (137.03 MPa) y Solitaire 2 (188.76 MPa); esta diferencia se podría explicar porque Tetric Ceram tiene un tamaño máximo de partícula de 3  $\mu\text{m}$  y Solitaire de 2 a 20  $\mu\text{m}$ . Manhart en 2001(88), sugiere que el tamaño de las partículas, el nivel de relleno (Tetric Ceram 80% en peso y Solitaire 2, 75% en peso) y la interacción relleno-matriz orgánica (la diferencia entre Tetric Ceram y Solitaire 2 es que esta última se compone de monómeros tetrafuncionales y Tetric Ceram no) probablemente tengan un gran efecto en el comportamiento mecánico más que en la composición de la matriz orgánica.

El valor que obtuvo Filtek Flow a la resistencia a la compresión (154.14 MPa) es similar al de Tetric Flow a pesar de que, en las fotografías obtenidas en el microscopio electrónico de barrido observamos un tamaño de partículas en el rango de nanómetros exclusivamente unidas en racimos y de forma esférica. El fabricante informa un tamaño de partícula de 0.01 a 6  $\mu\text{m}$  que en las fotografías no es apreciable, posiblemente porque las partículas de mayor tamaño pudieron haber quedado en el medio filtrante al momento de aplicar la técnica de separación de las partículas y la matriz orgánica, o porque el tamaño de partículas más pequeñas sea muy homogéneo. En Filtek P60, observamos en las fotografías un tipo de partícula similar a Filtek Flow, radicando la diferencia en que el tamaño de partícula oscila alrededor de 3.5  $\mu\text{m}$  de acuerdo a la información del proveedor, pero no observamos partículas menores a 1  $\mu\text{m}$ , asimismo se observa que la distribución de tamaño de partícula es muy homogénea, el valor que obtuvo Filtek P60 a la resistencia a la compresión fue mejor que Tetric Ceram, sin tener una diferencia estadísticamente significativa; ambas resinas tienen un tamaño de partícula similar.

En un estudio de Brosh de 1999, Tetric Ceram tuvo una resistencia a la compresión de 221 MPa, mayor a la obtenida en este estudio (56).

## 10.7 RESISTENCIA FLEXURAL

Las resinas fluidas cumplieron el requisito de la Norma # 4049 al exceder el valor de 50 MPa. La mayor resistencia fue de Tetric Flow con 82.226 MPa y la menor de Flow Line con 59.262 MPa.

Las resinas híbridas para dientes posteriores cumplieron con el requisito de la Norma # 4049 al exceder el valor de 80 MPa, la mayor resistencia fue Filtek P60 con 98.094 MPa y la menor Tetric Ceram con 84.744 MPa.

Al analizar la resistencia flexural encontramos que la resina de menor contenido de relleno presenta el menor valor de resistencia a la flexión (Flow Line 62% de relleno y 59.2 MPa). La de mayor contenido de relleno fue Filtek P60 y tiene el mayor valor de resistencia flexural (83%, 98.09 MPa).

Se observa que todos los valores de resistencia a la flexión en las resinas fluidas oscilan entre 59 y 82 MPa, mientras que los valores de las resinas para dientes posteriores oscilan entre 84 y 98 MPa, las resinas para dientes posteriores tienen mayor contenido de relleno y en general mayor tamaño de las partículas de relleno con excepción de Filtek Flow y Filtek P60 en los que el fabricante reporta mayor tamaño de partícula para Filtek Flow que para Filtek P60 (aunque en las fotografías con microscopio de barrido en este estudio, se observaron nano partículas para Filtek Flow y mayor tamaño para Filtek P60), por lo que de acuerdo a los valores que obtuvimos se corrobora lo que dice Manhart en un estudio realizado en el 2000, en el que menciona que el contenido de relleno y el tamaño del relleno tienen influencia en la resistencia a la fractura (71).

Podemos observar en las fotografías (figuras 9.19 y 9.20) que la geometría de las partículas en Filtek P60 y Filtek Flow es esférica. De acuerdo a lo publicado por Combe en 1990, la resistencia a la flexión es mayor que en otro tipo de geometría de las partículas de relleno (77), en este estudio en las resinas híbridas para dientes posteriores, Filtek P60 presentó el mayor valor de resistencia a la flexión que las otras dos resinas que presentan una geometría en forma de astilla.

Manhart, en una investigación realizada en el 2000, encontró que las resinas que estudió difirieron significativamente en sus propiedades mecánicas. Sugiere que además del nivel del contenido de relleno y el tamaño de la partícula, la interacción entre la matriz orgánica y el material de relleno tienen importante influencia en la resistencia a la fractura de los materiales (71).

Asmussen, en un estudio realizado en 1998 experimentó que la sustitución de Bis GMA por UDMA causó un incremento en la resistencia flexural y la sustitución de Bis GMA por TEGDMA redujo la resistencia flexural (70). En este estudio encontramos que entre las resinas fluidas Tetric Flow que está compuesta de Bis GMA, UDMA y TEGDMA tiene la mayor resistencia flexural (82.226 MPa), mientras en Filtek Flow que está compuesta de Bis GMA, TEGDMA y UDMA la resistencia flexural disminuyó (68.446 MPa), Flow Line que contiene monómeros de metacrilato y TEGDMA tuvo la menor resistencia flexural (59.262 MPa) y aunque la diferencia no fue estadísticamente significativa, podríamos considerar que los monómeros de metacrilato tienen mayor rigidez, razón por lo que el valor que obtuvo, fue el más bajo.

## 10.8 MÓDULO FLEXURAL

En las resinas fluidas el menor módulo flexural lo obtuvo Filtek Flow con 2.096 GPa y el mayor Flow Line con 2.948 GPa.

En las resinas híbridas para dientes posteriores el mayor módulo flexural lo obtuvo Solitaire 2 con 3.658 GPa y el menor Tirden MH con 2.03 GPa.

De acuerdo a Combe (1990) (77) al módulo flexural también se le podría llamar rigidez de las resinas, depende de la cantidad de relleno y se incrementa exponencialmente con el volumen de la fracción de relleno, lo que se corroboró en este estudio.

Se encontró que la cantidad de relleno y el volumen de la fracción de relleno es mayor en las resinas empacables que en las resinas fluidas por lo que los valores obtenidos en el módulo flexural fueron en general mayores a 4 GPa, mientras que las resinas fluidas presentaron valores menores a 4 GPa.

El Módulo Flexural obtenido en las resinas fluidas fue para Tetric Flow 3.89 GPa, con 64.6 % de relleno inorgánico por peso; Flow Line obtuvo 2.578 GPa de módulo flexural, con 62 % relleno inorgánico por peso y Filtek Flow 2.784 GPa de módulo flexural, con 68 % de material de relleno inorgánico por peso.

Módulo flexural obtenido en las resinas empacables fue para Tetric Ceram 4.302 GPa, con 80 % por peso; Solitaire 2, 4.846 GPa de módulo flexural con 75 % de material inorgánico por peso y Filtek P60 5.486 GPa de módulo flexural con 83 % de relleno inorgánico por peso.

Se observa que todos los valores del módulo flexural de las resinas fluidas oscilan entre 2.5 a 3.8 GPa y las híbridas para dientes posteriores de 4.3 a 5.4 GPa, los valores encontrados, están de acuerdo con los obtenidos por Mc Cabe en el 2000, en que explica que el módulo flexural es una relación entre el esfuerzo de flexión y la deflexión que experimenta el material al momento de ser flexionado. Por lo que, a menor deflexión para cierto esfuerzo, mayor módulo y a mayor deflexión para cierto esfuerzo, menor módulo. Esta explicación es consistente con los resultados obtenidos en este estudio para las resinas empacables que deben tener rigidez para soportar las fuerzas de la masticación (28).

Podemos observar en las figuras 9.19 y 9.20 que la geometría de las partículas en Filtek P60 y Filtek Flow es esférica, por esa razón la resistencia a la flexión y el módulo flexural son mayores, lo cual concuerda con lo publicado por Combe en 1990 (77).

## 10.9 CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN Y ENCOGIMIENTO

En el anexo del la Norma # 4049 se recomienda realizar pruebas de contracción a la polimerización a las resinas, pero no es una prueba obligatoria, se menciona una técnica de medición utilizando un dilatómetro, sin embargo menciona que requiere de un control muy preciso de la temperatura y por esta razón es muy inestable, no menciona valores que las resinas deban cumplir.

En este estudio se utilizó la técnica de Watts y Cash para medir la contracción a la polimerización, esta técnica mide contracción a la polimerización lineal.

Encontramos que la resina fluida que menor encogimiento tuvo fue Filtek Flow con 3.503 % y la mayor Tirden Flow con 4.355 %.

Para las resinas híbridas para dientes posteriores el menor encogimiento lo obtuvo Filtek P60 con 1.959 % y el mayor Tirden MH con 3.147 %.

En este estudio las resinas fluidas tuvieron mayor encogimiento que las híbridas para dientes posteriores en todos los casos, lo que se puede explicar debido a que las resinas para restauración de dientes posteriores, contienen menor cantidad de matriz orgánica, que es la que sufre la contracción y mayor cantidad de partículas de relleno inorgánico para resistir las fuerzas de la masticación.

En las resinas fluidas Filtek Flow la de mayor porcentaje de material inorgánico 68% en peso presenta el menor encogimiento, 3.503 %, Tetric Flow con 64.6 % de material inorgánico presenta 3.597 % de encogimiento y Flow Line la de menor porcentaje de material inorgánico 62%, presenta el mayor encogimiento 3.719 %.

En las resinas empacables, se presenta el mismo comportamiento que en las fluidas, Filtek P60 (83% de material inorgánico, 1.959 % de encogimiento), Tetric Ceram (80% de material inorgánico, 2.407 % de encogimiento) y Solitaire 2, la de menor porcentaje de material inorgánico (75%), con el mayor encogimiento (3.07 %). Estos resultados coinciden con lo citado por Puckett en 1992 (33), en cuanto a la carga de relleno, "la contracción está relacionada con la cantidad de material de relleno, el tipo y cantidad de monómero y el grado de curado".

Así mismo se podría hacer la siguiente relación de acuerdo a Asmussen (1998) (43), a mayor contenido de material inorgánico y menor contenido de material orgánico, menores dobles enlaces presentes, por consiguiente menor contracción, lo que es congruente con Aw (2001) (73) quien citó que entre mayor cantidad de matriz orgánica, mayor cantidad de dobles enlaces lo que causa mayor deformación física en la transición de gel a sólido y mayor encogimiento.

Aw encontró que a mayor tamaño de partícula mayor encogimiento. Entre las resinas fluidas esta relación no se encontró. Sin embargo en las resinas empacables encontramos lo siguiente: Solitaire 2, la resina con el mayor tamaño de partícula de (2 a 20  $\mu\text{m}$ ), presentó el mayor de encogimiento (3.07 %), a diferencia de Tetric Ceram con tamaño de partícula de (0.04 a 3  $\mu\text{m}$ ), que presentó 2.407 % de encogimiento y de Filtek P60 de partículas también pequeñas (0.01 a 3.5  $\mu\text{m}$ ) que fue la resina que presentó el menor encogimiento 1.959 %, lo que concuerda con el hallazgo de Aw.

En cuanto al tipo de monómero, encontramos lo siguiente: las resinas fluidas Tetric Flow y Filtek Flow que contienen BisGMA, UDMA y TEGDMA, presentaron 3.597 % y 3.503 % de encogimiento respectivamente, Flow Line que contiene monómeros de metacrilato y TEGDMA presentó mayor encogimiento que las dos anteriores (3.719 %), por lo que podemos decir que los monómeros de metacrilato presentan mayor contracción que el Bis GMA y UDMA de acuerdo a Bogdal (1997) (44).

En las resinas empacables Tetric Ceram contiene Bis GMA, UDMA y TEGDMA y presentó 2.407 % de encogimiento, Solitaire 2 que está compuesta con UDMA, Bis GMA TEGDMA y monómeros bi y tetra funcionales presentó el mayor encogimiento 3.07 % y Filtek P60 con Bis GMA, Bis EMA, TEGDMA y UDMA presentó el menor encogimiento con 1.959 %, en este caso la diferencia parece ser la presencia de Bis EMA para lograr menor encogimiento o que los monómeros bi y tetra funcionales tengan mayor contracción, estos datos hacen evidente que el porcentaje y

combinación de los componentes de las resinas proporcionan características propias a cada marca comercial y a su desempeño en las pruebas físicas y mecánicas incluida la contracción.

Lai (1993) (34) menciona que el peso molecular es uno de los factores determinantes en la contracción además de la cantidad de monómero y el grado de conversión.

En las resinas empacables Tetric Ceram compuesta por Bis GMA, UDMA y TEGDMA presentó 2.407 % de encogimiento, Solitaire 2 compuesto por UDMA, Bis GMA, TEGDMA y monómeros bi y tetra funcionales presentó 3.07 % de encogimiento y Filtek P60 con Bis GMA, Bis EMA, TEGDMA y UDMA presentó 1.959 % de encogimiento, por lo que podría suponerse que el conjunto de componentes de Solitaire 2 es el que menor peso molecular tiene ya que tiene la mayor contracción, y Filtek P60 el mayor peso molecular ya que tiene la menor contracción.

## 10.10 ESFUERZO A LA CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

En las resinas fluidas el menor esfuerzo lo tuvo Filtek Flow con 33.39 MPa y el mayor Tirden Flow con 41.03 MPa.

En las resinas híbridas para posteriores el menor esfuerzo lo obtuvo Filtek P60 con 27.527 MPa y el mayor Tirden MH con 49.20 MPa.

Chen (2001) (85) encontró que altos valores de esfuerzo a la contracción se relacionan a resinas con mayor cantidad de relleno y alto módulo de contracción.

En este estudio, en las resinas fluidas el mayor esfuerzo a la contracción lo tiene Flow Line con 45.014 MPa y 62 % por peso de material inorgánico, que no es la mayor carga de relleno de las resinas estudiadas, pero si presentó el mayor módulo de contracción (1240.1 MPa), a diferencia de Tetric Flow que presentó 38.34 MPa de esfuerzo con 64.6 % por peso de material de relleno y 1068.3 de módulo de contracción y de Filtek Flow con el menor esfuerzo 33.39 MPa, la mayor carga de relleno por peso 68% y el menor módulo de contracción (952.01), de acuerdo a la relación obtenida en este estudio el esfuerzo y el módulo de contracción tuvieron una relación directamente proporcional, sin que influyera tanto la cantidad de relleno inorgánico.

En el caso de las resinas empacables, el menor esfuerzo de contracción lo presentó Filtek P60 (27.527 MPa), con la mayor carga de relleno inorgánico (83% en peso) y un módulo elástico medio (1405.2 MPa), Tetric Ceram 36.47 MPa de esfuerzo con una carga intermedia de relleno inorgánico (80% en peso) y el más alto módulo flexural (1517.8 MPa), y Solitaire 2 presentó el mayor esfuerzo (37.41 MPa) con la menor carga de relleno (75 %) y el menor módulo de contracción (1217.9 MPa), en este caso los valores obtenidos no permiten establecer ninguna relación, sin embargo, si se encontró una relación directa entre encogimiento, esfuerzo de contracción y deformación, en una relación directamente proporcional a mayor encogimiento mayor esfuerzo de contracción y mayor deformación.

De acuerdo a los resultados obtenidos podemos decir que los materiales menos rígidos fueron más fácilmente capaces de reducir el esfuerzo de contracción que los materiales rígidos.

En un estudio de Chen (2001) (85), Solitaire 2 tuvo un esfuerzo de contracción notablemente alto, mayor que Tetric Ceram, una resina híbrida convencional, Chen considera que Tetric Ceram puede reducir más fácilmente el esfuerzo de contracción durante la etapa primaria de polimerización que las resinas empacables, y que la moderada fuerza del desarrollo de la contracción de Tetric Ceram puede beneficiar la adhesión a las paredes de la cavidad. En este

estudio el esfuerzo de contracción de Solitaire 2 también fue mayor que el de Tetric Ceram (37.41 MPa, 36.47 MPa respectivamente).

Unterbrink (1999) informa que el esfuerzo de contracción no se relaciona con la contracción lineal o volumétrica sino con el módulo elástico, un alto módulo destruye la adhesión causando sensibilidad operatoria y baja calidad marginal en la resina, pero a largo plazo podría ser más estable en la estabilidad marginal para minimizar la distorsión y la fatiga bajo la carga oclusal; lo mejor parecería ser una resina híbrida con un módulo flexural de aproximadamente 10 Gpa. (40).

### 10.11 VELOCIDAD DE CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN

Entre las resinas fluidas la cifra mayor la obtuvo Tetric Flow con 155.866  $\mu\text{m}/\text{min}$  y la menor Filtek Flow con 129.3471  $\mu\text{m}/\text{min}$ .

Entre las resinas híbridas para posteriores, la cifra mayor la obtuvo Solitaire 2 111.7818  $\mu\text{m}/\text{min}$  y la menor Tirden MH con 53.9278  $\mu\text{m}/\text{min}$ .

Al analizar las resinas híbridas para dientes posteriores, se encontraron las siguientes relaciones: a mayor velocidad de contracción Solitaire 2 (111.78  $\mu\text{m}/\text{min}$ ), mayor encogimiento 3.07 %, con el menor peso de contenido inorgánico (75 %); para Tetric Ceram (98.91  $\mu\text{m}/\text{min}$  de velocidad de contracción), 2.40 % de encogimiento y 80% de relleno en peso, mientras que Filtek P60 tiene la menor velocidad de contracción (76.61  $\mu\text{m}/\text{min}$ ), el menor encogimiento (1.95 %) y el mayor porcentaje en peso de relleno inorgánico (83%).

Con las resinas fluidas no se pudo establecer relación alguna.

La velocidad de contracción disminuyó conforme el contenido de relleno aumentó; este resultado nos sugiere que existe una relación directa con el encogimiento que experimenta el material compuesto ya que al incrementarse el porcentaje de relleno, el encogimiento disminuye. No existe información publicada acerca de la velocidad de contracción al momento de la polimerización en sus tres versiones. Los únicos estudios hasta hoy en día realizados se han llevado a cabo en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México, donde se ha encontrado que existe una relación directa entre la velocidad de contracción y el encogimiento con el porcentaje de material de relleno (101). Encontramos que al aumentar la contracción, la velocidad de contracción aumentó. Este comportamiento sugiere que al existir menos enlaces dobles en la matriz orgánica hay menos contracción y por ende menor velocidad de contracción.

Cabe aclarar que esta velocidad de contracción no tiene nada que ver con la rapidez de reacción para transformar el monómero en polímero. Una rapidez de reacción mide la cantidad de reactivo que se transforma o la cantidad de polímero que se forma, en función del tiempo. Básicamente se ha utilizado el concepto de la velocidad promedio en un movimiento rectilíneo uniforme para obtener los valores.

No hay información publicada sobre velocidad de contracción que se define como distancia / tiempo. Lo más cercano a velocidad de contracción lo publicó Chen en un estudio en el 2001 (85) donde midió la variación de la fuerza con respecto al tiempo.

## 10.12 MÓDULO DE CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN

En las resinas fluidas el mayor valor lo obtuvo Flow Line 1240.1 MPa, el menor Filtek Flow 952.01 MPa.

En las resinas híbridas para dientes posteriores el mayor valor lo obtuvo Tirden MH 1561.39 MPa y el menor Solitaire 2, 1217.9 MPa.

En un estudio de Manhart en el 2000 (42), Solitaire 2, presentó menor módulo de elasticidad que Tetric Ceram (42), en este estudio se encontró la misma relación: Solitaire 2 obtuvo 1217.9 MPa menor a Tetric Ceram que obtuvo 1517 MPa.

En este estudio encontramos que en general el alto módulo de elasticidad o polimerización más rápida aumenta el esfuerzo de polimerización, relación que podemos observar en las resinas fluidas (tabla 10.2), además encontramos que a mayor módulo de elasticidad y mayor esfuerzo, menor porcentaje de relleno por peso y menor deformación.

Tabla 10.2

Resina	Módulo elasticidad	Esfuerzo	% relleno x peso	Deformación
Flow Line	1240.1	45.01	62	0.036
Tetric Flow	1067.7	38.34	64.6	0.036
Filtek Flow	952.01	33.39	68	0.035

En las resinas empacables difirió ligeramente esta tendencia, sin embargo al igual que en las resinas fluidas encontramos que a mayor esfuerzo, mayor deformación y menor porcentaje de relleno, como lo podemos observar en la tabla 10.3.

Tabla 10.3

Resina	Módulo elasticidad	Esfuerzo	% relleno por peso	Deformación
Solitaire 2	1217.9	37.41	75	0.031
Tetric Ceram	1513.51	36.47	80	0.024
Filtek P60	1338.2	27.52	83	0.020

El módulo elástico por efectos de la contracción tiende a incrementarse conforme aumenta el nivel de relleno.

La distribución de los esfuerzos y de las deformaciones dentro de un material compuesto cuando se aplica una carga, es influenciada por los diferentes valores de módulo elástico de los componentes que forman al material compuesto. El módulo elástico definido como la relación de un esfuerzo con su correspondiente valor de deformación, proporciona una indicación de la cantidad de deformación que ocurrirá en un material cuando se le aplique una carga de acuerdo a Byung (1999). El módulo está íntimamente relacionado con la energía de enlace de los átomos. Una pendiente muy acentuada indica que se requieren de grandes fuerzas para separar los átomos y hacer que el material se deforme elásticamente. Por tanto, el material tiene un módulo de elasticidad alto. No existe información sobre esta propiedad en este tipo de prueba, por lo que es necesario hacer más estudios para comprobar las hipótesis anteriores.

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

### 10.13 TAMAÑO Y FORMA DE LAS PARTÍCULAS DE RELLENO

Se incluyen fotografías de microscopía electrónica de barrido. Se utilizó la clasificación de Roulet sobre la forma de la partícula y de Leinfelder sobre el tamaño y combinación de las partículas, ya que permite clasificarlas de una forma simple. Las diversas clasificaciones pueden ser complicadas y confusas ya que en algunos casos parte de la clasificación tiene relación a la forma en que se fabrican las partículas de relleno, ésta es una información con la que no se contó. En este caso se utilizó la imagen fotográfica y el parámetro de medida en la misma fotografía de una micra y de 0.5 micras en el caso de Filtek Flow, que es la única resina que tiene partículas de micro relleno.

El fabricante de Filtek Flow reporta un rango de tamaño de partícula de 0.01 a 6  $\mu\text{m}$  y menor. En las fotografías con microscopio electrónico de barrido no se observaron partículas de mayor tamaño, posiblemente porque las regiones que se observaron tuvieron en su mayoría tamaños menores o porque el tamaño de partículas que usa el fabricante es muy homogéneo, o bien porque la cantidad de partículas de mayor tamaño es mínima. Se observó un rango de nanopartículas unidas en racimos (figuras 9.19), el comportamiento de éste tipo de partículas tiene la característica de atraerse entre sí cuando no están en presencia de un líquido (matriz orgánica y aditivos) fenómeno llamado coalescencia y que es apreciable en la sección de fotografías del relleno inorgánico de las resinas (Comentario técnico Dr. Antonio Sánchez Solís Instituto de Investigación en Materiales. Departamento de Pólimeros. UNAM, 2002). También podemos observar que la geometría de las partículas es esférica tanto en Filtek Flow como en Filtek P60 (figuras 9.19 y 9.20) y que en el resto de las resinas la forma es de astilla.

Combe, en su libro de Materiales Dentales publicado en 1990, menciona que la resistencia a la flexión y el módulo flexural son mayores en el tipo de geometría esférica de las partículas, lo cual concuerda para las resinas empacables en Filtek P60, que obtuvo el mayor valor en resistencia flexural y módulo flexural (98.094 MPa y 5.486 GPa) comparativamente con Tetric Ceram (84.744 MPa y 4.302 GPa) y Solitaire 2 (90.462 MPa y 4.846 GPa) (77).

Las resinas en general, básicamente concuerdan con el tamaño promedio de partícula que reporta el fabricante, no necesariamente con los rangos que el fabricante da como límites mínimo y máximo; sin embargo, hay que tomar en cuenta que con la técnica de eliminación del material orgánico a través de la centrifugación de la muestra de resina con acetona, cloroformo y alcohol eliminando el excedente de líquido en cada ocasión, es posible que se barrieran con parte de las partículas de relleno, además de que, aunque se tomaron diversas fotografías, la región observada es limitada.

La forma de las partículas de las resinas estudiadas, con excepción de las de 3M que son esféricas, son algunas en forma de astilla y otras amorfas, sin embargo en las clasificaciones sobre la forma de las partículas, se utilizan 3 variantes: la forma de astilla, esférica y aglomeradas.

En todas las resinas con excepción de Filtek Flow, se observó que son híbridas (figuras de 9.15 a 9.22), presentando diversos tamaños de partículas, inclusive las resinas fluidas.

Cabe hacer notar que los fabricantes utilizan para informar sobre las características de las resinas, la clasificación que consideran más adecuada, pero no especifican en que autor se basan. Esto causa confusión por lo que el mismo tipo de resina puede caer en distintas clasificaciones; una de las confusiones más comunes es que una resina puede ser para algunos investigadores o fabricantes empacable y para otros híbrida convencional.

## 11 OBSERVACIONES

En general, las resinas estudiadas cumplen con lo establecido por la Norma # 4049. Sin embargo, hay que considerar que ésta ha sido sobrepasada por la evolución de la tecnología de las resinas disponibles actualmente, requiere de revisión e incluir obligatoriamente pruebas como las de contracción a la polimerización.

La Norma # 4049 exige para la prueba de profundidad de curado, 1.5 mm mínimo y solicita en el tratamiento de los resultados que el valor obtenido sea dividido entre dos; esta medida causa confusión, ya que si la resina obtiene menos de 4 mm de profundidad de curado, al dividirlo parecería que aunque cumpliera con la norma no lograría los 2 mm que en la literatura se recomienda. Aparentemente esta medida no tiene utilidad y en la Norma # 27 de la ADA se ha descartado.

Existe una asociación entre todas las pruebas que requiere la Norma # 4049 para valorar el comportamiento de las resinas. Además de requerir cumplir las cifras mínimas para cada prueba, éstas cobran mayor importancia al contemplarse en relación a otras. Las relaciones entre todas las pruebas influyen de manera determinante en el desempeño clínico y duración de una restauración, por lo que es necesario realizar todas las pruebas al estudiar una resina.

Las pruebas de sorción y solubilidad se asocian a la contracción, ya que los márgenes que pueden quedar por este fenómeno, permiten la filtración de fluidos que unidos a la sorción y solubilidad aumentan el riesgo de causar el fracaso de las restauraciones.

Con respecto a consistencia, las resinas demasiado fluidas tienen escurrimiento y se tienen que sobremanipular, podrían dejar burbujas y defectos en la restauración, causando el fracaso de la misma, es más apropiado utilizarlas como base, antes de colocar resina híbrida para dientes posteriores en la técnica de sandwich y no para restauraciones.

Las pruebas de Resistencia a la Compresión, Resistencia Flexural y Módulo Flexural, están particularmente relacionadas y son determinantes en la resistencia, deformación y fragilidad de las resinas, ya que se pueden hacer combinaciones infinitas en cuanto al tamaño, volumen, forma de las partículas y cantidad de relleno orgánico e inorgánico para buscar las mejores características en el aspecto y comportamiento clínico de las resinas. Los fabricantes siempre están experimentando nuevas combinaciones, por lo que estas pruebas son indispensables para predecir su comportamiento clínico.

Las pruebas de contracción a la polimerización reflejan diferencias substanciales en el comportamiento de las resinas, por ésta razón es necesario incluir la prueba en la Norma # 4049 de manera obligatoria, además de valores máximos aceptables. Como no hay valores que cumplir, se encontraron muchas diferencias estadísticamente significativas entre las diversas resinas.

Asimismo valdría la pena investigar si es posible utilizar una prueba de contracción a la polimerización lineal (como la que se utilizó aquí) y lograr una equivalencia al tipo de prueba que sugiere la Norma (que es volumétrica) ya que es muy inestable.

Al igual que en pruebas mecánicas y físicas, todos los aspectos que involucra la contracción a la polimerización están relacionados unos con otros, sobre algunos de ellos como velocidad de contracción no existe información, por ese motivo vale la pena realizar estudios sobre contracción y todo lo relacionado a este tema, ya que hay mucho campo por investigar.

La contracción a la polimerización es una prueba indispensable debido a que este factor junto con la adhesión, es en buena medida determinante por sí misma del éxito o fracaso clínico de las restauraciones con resinas, que son el presente y el futuro de las restauraciones dentales.

Las pruebas incluidas en este estudio, realizadas a las resinas Tirden Flow y Tirden MH, se hicieron a solicitud del distribuidor de ésta marca comercial, ya que carecían de información acerca de su comportamiento a las pruebas físicas y mecánicas, lo mismo que sobre su composición y proporciones.

Las resinas compuestas motivo de este estudio, pueden causar reacciones alérgicas por su contenido de dimetacrilatos y los componentes que mejoran la composición y propiedades físicas y mecánicas, por esta razón para investigaciones futuras valdría la pena realizar pruebas de biocompatibilidad como otra línea más de investigación sobre estos materiales que es importante conocer.

## 12 CONCLUSIONES

- 1.- En las pruebas de profundidad de curado, sorción, solubilidad, resistencia a la compresión y resistencia flexural y módulo flexural todas las resinas estudiadas cumplieron con los valores que exige la Norma # 4049.
- 2.- En la prueba de radiopacidad las resinas fluidas no cumplieron con los valores que exige la Norma # 4049.
- 3.- En la prueba de solubilidad, excluyendo a la resina Tirden MH, el resto las resinas tanto fluidas como empacables no tuvieron diferencias estadísticamente significativas.
- 4.- Existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de resinas fluidas en las siguientes pruebas: profundidad de curado, sorción, resistencia a la compresión, resistencia flexural, módulo flexural y contracción a la polimerización.
- 5.- Existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de resinas empacables en las siguientes pruebas: profundidad de curado, sorción, solubilidad, resistencia a la compresión, módulo flexural y contracción a la polimerización.
- 6.- Existen diferencias estadísticamente significativas en las siguientes pruebas entre el grupo de las resinas fluidas y el grupo de las resinas empacables: profundidad de curado, sorción, solubilidad, resistencia compresiva, resistencia flexural, módulo flexural, contracción a la polimerización, esfuerzo, deformación, velocidad, encogimiento y módulo elástico de contracción.
- 7.- En la prueba de contracción a la polimerización fue donde se encontraron mayor cantidad de diferencias estadísticamente significativas entre todas las resinas.

## 13 REFERENCIAS

- 1.- Guzmán B.H. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 1ª Edición. Bogotá, Colombia: CAT Editores Ltda.; 1990.
- 2.- Anusavice K. La Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips. 10ª Edición. México: M<sup>c</sup> Graw-Hill Interamericana; 1996.
- 3.- Albers HF. Odontología Estética. 1ª ed. Barcelona: Editorial Labor; 1988.
- 4.- Gross M. La oclusión en odontología restauradora. 1ª Edición. Barcelona: Editorial Labor; 1987.
- 5.- Stansbury JW. Synthesis and evaluation of novel multifunctional oligomers for dentistry. J Dent Res 1992 Mar 71 (3):434-7.
- 6.- Sousa EH, Consani S, De Goes MF, Sobrinho LC. Effect of tropical fluoride application on the surface roughness of composites. Braz Dent J 1995; 6(1):33-9
- 7.- Matsukawa S, Hayakawa T, Nemoto K. Development of high-toughness resin for dental applications. Dent Mater 1994 Nov 10 (6):343-6.
- 8.- Stansbury JW, Choi KM, Dermann M, Antonucci FW, Wang FW, Gringreau C. Dental Polimers Designed with Minimal Polimerization Shrinkage, Residual Vinil Content and Water Sorption. Overview of research in the Dental & Medical Materials Group at NIST.AADR Open House. (cited 1996 Jul.) Available from: <http://www.mset.nist.gov/structure/polymers/tecnactv95/dentplanma.html>
- 9.- Roulet JF, Hirt T, Lutz F. Surface Roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites: an in vitro study. J Oral Rehabil 1984 Sep 11(5):499-509.
- 10.- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 1992 Sep 8(5):310-9.
- 11.- Barsotti O, Morrier JJ, Rocca JP, Duperez JP, Dumont. Initial colonization of composite resins by Streptococcus mutans: the influence of polishing J. Rev Odontostomatol 1989 May-Jun 18(3):213-20.
- 12.- Dennison JB, Fan PL, Powers JM. Surface rougness of microfilled composites. J Am Dent Assoc 1981 Jun 102(6):859-62.
- 13.- Pratten DH, Johnson GH. An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. J Prosthet Dent 1988 Aug 60(2):154-8.
- 14.- Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. Dent Mater 1994 Sep 10(5):325-30.
- 15.- O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S. The surface roughness ang gloss of composites. J Dent Res 1984 May 63(5):685-8.
- 16.- Lambrechts P, Vanherle G. Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and Profilometer. J Oral Rehabil 1982 Mar 9(2):169-82.
- 17.- Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C. Surface roughness of finished composite resins. J Prosthet Dent 1992 Nov 68(5):742-9.
- 18.- Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. Oper Dent 1996 Mar-Apr 21(2):53-8.
- 19.- Setcos JC, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. Quintessence Int 1999 Mar 30(3):169-73.
- 20.- Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV, Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. J Prosthetic Dent 1996 Jul 6(1):34-8.
- 21.- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites:flexural properties and polimerization potencial. Biomaterials 2000 Jul 21(13):1379-85.

- 22.- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000 Jul 1;16(4):292-296.
- 23.- Felizer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995 Oct 103(5):322-6.
- 24.- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light?. *J Dent Res* 1998 Jun 77(6):1435-45.
- 25.- Asmussen E, Peutzfeldt A. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 1999 Dec 57(6):310-5.
- 26.- Winkler MM, Katona TR, Paydar NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J Dent Res* 1996 Jul 75(7):1477-83.
- 27.- Craig R., Powers J., Wataha J. *Dental Materials Properties and Manipulation*. Seventh Edition. St. Louis, Missouri; Mosby; 2000.
- 28.- McCabe JF, Wang Y, Braem M. Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000 Jun 5;50(3):375-80.
- 29.- Soderholm KJ. Surface roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 1984 Sep 11(5):499-509.
- 30.- de Gee AF, Felizer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a lineometer. *Dent Mater* 1993 Jan 9(1):11-4.
- 31.- Winkler MM, Chen J, Qian H, Hamula DW, Carlson TJ, Katona TR. Experimental validation of a finite element model of light-activated polymerization shrinkage. *J Biomed Mater Res* 2000 Sep 53(5):554-559.
- 32.- Cook WD, Forrest M, Goodwin A. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater* 1999 Nov 15(6):447-9.
- 33.- Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prosthet Dent* 1992 Jul 68(1):56-8.
- 34.- Lai JH, Johnston AE. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water filled dilatometer. *Dent Mater* 1993 Mar 9(2):139-43.
- 35.- Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light cured materials: methods development. *Dent Mater* 1991 Oct 7(4):281-7.
- 36.- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999 Mar 15(2):128-37.
- 37.- Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000 Mar 131(3):375-83.
- 38.- Setz J, Geis-Gerstorfer J, Lin W. The effect of inorganic fillers on the properties of light-curing composites. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991 Oct 46(10):657-60.
- 39.- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997 Apr 105(2):97-116.
- 40.- Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composite as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence International* 1999 (30):4, 249-257.
- 41.- Fano V, Ortalli I, Pizzi S, Bonanini M. Polymerization shrinkage of microfilled composites determined by laser beam scanning. *Biomaterials* 1997 Mar 18(6):467-70.
- 42.- Manhart J, Kunzelmann K.-H., Chen H.Y., Hinkel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 2000;16: 33-40.
- 43.- Asmussen E., Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA & TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials* 1998;14:51-56, January.
- 44.- Bogdal A, Pielichowski J, Boron A. Application of diol dimethacrylates in dental composites and their influence on polymerization shrinkage. *J. Applied Polymer Science* 1997; 66, 2333-2337.
- 45.- Ferracane J, Mitchem J. Properties of Posterior Composites: Results of round robin testing for a specification. 1994. *Dent Mater* March 10:92-99.
- 46.- Versluis A, Tantbirojn D. Deformation and stress in composite restorations due to polymerization. *Odontoiatria Adesiva e Ricostruttiva OGGI* 2000 Aprile 14-15.

- 47.- Espelid I., Tveit A., Erickson R., Keck S. Glasspoole E., Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dent Mater* 1991 April 7:114-117.
- 48.- Toyooka H., Taira M., Wakasa M., Fujita Y., Wada T. Radiopacity of 12 visible light cured dental composite resins. *J. Oral Rehabilitation* 1993;20, 615-622.
- 49.- Cobb D., MacGregor K., Vargas M., Denehy G. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites; a comparison. *Biomaterials JADA* 2000 Nov 13(11):1610-1615.
- 50.- Chan D., Titus H., Chung K., Dixon H., Welinghoff S., Rawls H. Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. *Dental Materials* 1999;15:219-222.
- 51.- Murchinson D., Charlton D., Moore W. Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence International* 1999; 30:3:179-184.
- 52.- Mohsen N., Craig R. Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *J Oral Rehabilitation* 1995; 22:213-220.
- 53.- Choi K., Ferracane J., Hilton T., Charlton D. Properties of packable dental composites. *J. Esthet Dent* 2000; 12(4):216-26.
- 54.- Beatty M., Swartz M., Moore B., Roberts T. Effect of microfiller fraction and silane treatment on resin composite properties. *J. Biomed Mater Res* 1998 Apr 40 (1) 84-87.
- 55.- Ly Y., Swartz L., Phillips R., Moore B., Roberts T. 1985. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985. Dec 64 (12):1396-401.
- 56.- Brosh T., Ganor Y., Belov I., Pilo R. Analysis of strength properties of light cured resin composites *Dental Materials* 1999; 15:174-179.
- 57.- Soderholm K. Influence of silene treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J Dent Res* 1984 Nov 1321-1326.
- 58.- Vichi A. The influence of the polymerization technique on microleakage in class II restorations. *Odontoiatria Adesiva e Ricostruttiva OGGI* 2000 Aprile 14-15.
- 59.- Watts D., Cash A. Kinetic measurements of photo-polymerization contraction in resins and composites. *M. Sci Technol* 1991; 2:788-794.
- 60.- Craig R., O'Brien W., Power J. *Dental Materials* 6ª Edición. St. Louis, Miss: Mosby 1996. p. 55-63.
- 61.- Lutz F., Phillips R. 1983. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthetic Dentistry* 1983 Oct Vol 50 (4):480-488.
- 62.- Opdam N., Roeters J., Peters T., Burgersdijk R., Kuijs R. Consistency of resin composites for posterior use. *Dent Mater* 1996 Nov 12:350-354.
- 63.- Lang B., Jaarda M., Wang R. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabilitation* 1992; 19:569-584.
- 64.- Ferracane J., Condon J. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dental Materials* 1999; 15:262-267.
- 65.- Douglas H., Craig R., Chen C. A new composite restorative based on a hydrophobic matrix. *J Dent Res* 1979 Oct 58(10):1981-6
- 66.- Irie M., Suzuki K. Marginal gap formation of light activated base/liner materials: effect of setting shrinkage and bond strength. *Dental Materials* 1999; 15:403-407.
- 67.- Oysaed H., Ruiter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986 Nov 65(11):1315-8.
- 68.- Park S., Krejci I., Lutz F. Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in srynge tipe composites. *Dental Materials* 1999; 15:442-446.
- 69.- Driver W. *Química y Tecnología de los Plásticos*. 1ª Edición. México: Compañía Editorial Continental; 1982.
- 70.- Braem M.J., Davidson C., Lambrechts P., Vanherle G. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. *J Biomed Mater Res* 1994 Dec 28(12):1397-402
- 71.- Manhart J., Kunzelmann KH., Chen HY., Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J. Biomed Mater Res* 2000; 53(4):353-61.

- 72.- Bayne SC. Thompson JY. Swift EJ. Stamatiades P. Wilkerson M. A Characterization of First-Generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998 May 129(5):567-77.
- 73.- Aw TC. Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent* 2001 Sep-Oct 26(5):498-504.
- 74.- Leevailoj C. Cochran MA. Matis BA. Moore BK. Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent* 2001 May-Jun 26(3):302-7.
- 75.- Swift E.. ¿Que hay de nuevo en Adhesivos y Composites?. 5\* Evento Internacional Dentsply; 2002 Junio; Ciudad de México.
- 76.- Leinfelder KF. Bayne SC. Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthetic Dentistry* 1999;11(5):234-49.
- 77.- Combe E.C. Chem F.R. *Materiales Dentales*. 1ª Edición. Barcelona: Editorial Labor. 1990.
- 78.- Wilson EG, Mandradjieff, Brindock T. Controversies in posterior composite resin restorations. *Dent Clin North Am* 1990 Jan 34(1):27-44
- 79.- 3M Filtec P60. Posterior Restorative System. St. Paul, MN. 3M Dental Products Laboratory; 1998.
- 80.- Anderson, Mc Cabe, Chem C. *Materiales de Aplicación Dental*. 1ª Edición española. Barcelona. Salvat Editores; 1988.
- 81.- Draft International Standard Organization # 4049. Dentistry. Polymer – based filling, restorative and luting materials;1998.
- 82.- 3M Filtec Flow. Restaurador Fluido. St. Paul, MN. 3M Dental Products Laboratory; 1998.
- 83.- Appert C. Lendenmann U.. Tetric Flow, Tetric Ceram Compiled. Schaan, Lichtenstein. Vivadent Scientific Service, Research & Development. 2000.
- 84.- Flow Line, Solitaire 2. México. Heraeus Kulzer. Dentist Product Division.
- 85.- Chen Hy, Manhart J., Hickel R y Kunzelman H. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *J Dental Materials* 2001; 17 253-259.
- 86.- Sakaguchi R., Ferracane J.. Effect of the light power density on development of elastic modulus of a light-activated composite during polymerization. *J. Esthetic & Restorative Dentistry* 2001;13:121-130.
- 87.- Ritter A. Posterior resin-based composite restorations: clinical recommendations for optimal success. *J Esthetic & Restorative Dentistry* 2001;13:88-99.
- 88.- Manhart J., Chen H., Hickel R. The suitability of a packable resin-based composite for posterior restorations. *JADA* 2001 May Vol132: 639-645.
- 89.- Ash M. Ramfjord S. Oclusión. 4ª Edición. México: Mc. Graw Hill Interamericana; 1996.
- 90.- Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabilitation* 1989 Jan16(1):57-61.
- 91.- Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomer (TEGDMA and Bis GMA) of a set visible-light cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabilitation* 1991 Jul 18(4):353-62.
- 92.- Ortengren U. Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabilitation* 2001 Dec 28 (12):1106-15.
- 93.- Hirano S, Hirasawa T. Water sorption and desorption on experimental composite resin (abstract). *Shika Zairyo Kikai* 1990 Nov 9(6):878-83.
- 94.- Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time in the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent* 2001 Jan 29(1):35-41.
- 95.- Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986 Nov 65(11):1315-8.
- 96.- Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dental Materials* 1989 July 5:283-288.
- 97.- Baratieri Luiz, Ritter A. Four-Year Clinical Evaluation of Posterior Resin-Based Composite

- Restorations placed using the Total-Etch Technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2001; Vol 3: (1) 50-57.
- 98.- Watts DC., Hindi A. Intrinsic "soft-start" polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dental Materials* 1999; 15:39-45.
- 99.- Solitaire 2. Heraeus Kulzer Dentist Product Division. (on line) Available from URL: <http://www.kulzer.com/home.htm>
- 100.- Hilton Thomas J. Swift Edward J. Packable Composites. Critical Appraisal. The Bottom Line. *Journal Esthetic Dentistry* 2001.
- 101.- Alvarez-G. Carlos, Barceló S. Federico. Guerrero I. Jorge, Sáez E. Gabriel, Canseco M. Miguel A. Contraction speed measurement methodology in light curing resins. *Dental Materials*. En revisión 2002.
- 102.- Byoung S., Yanton W., Cincione F., Waldemar R., Reducing the Residual Strain in Composites UIt the Pulse-Delay Cure Technique. *Restorative Quarterly*, 1999 Sept; 3-6.
- 103.- Kugel G., Trushkowsky. Optimizing Esthetics and Reducing Shrinkage Strees in Posterior Direct Composites. *Restorative Quarterly* 1999 Sept; 7-10.

# ANEXO

**NORMA ISO # 4049**



DRAFT INTERNATIONAL STANDARD ISO/DIS 4049

090

ISO/TC 106/SC 1

Secretariat: SCC

12984

Voting begins on  
1998-07-09

Voting terminates on  
1998-12-09

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION • МЕЖДУНАРОДНАЯ ОРГАНИЗАЦИЯ ПО СТАНДАРТИЗАЦИИ • ORGANIZAÇÃO INTERNACIONAL DE PADRONIZAÇÃO

SECRETARIA DE COMERCIO  
Y FOMENTO INDUSTRIAL  
DIREC. GRAL. DE NORMAS

★ AGO. 12 1998 ★

SISTEMA AUT. CALIFICADO  
DE CONTROL DE GESTION  
R E C I B I D O

# Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials

[Revision of second edition (ISO 4049:1988)]

*Art dentaire — Produits d'obturation, de restauration et de scellage à base de polymères*

ICS 11.060.10

Descriptors: dentistry, dental materials, resins, classification, specifications, tests, packaging, marking.

12984

TESIS CON  
CALA DE CEN

The CEN Secretary-General has advised the ISO Secretary-General that this ISO/DIS covers a subject of interest to European standardization. In accordance with subclause 5.1 of the Vienna Agreement, consultation on this ISO/DIS has the same effect for CEN members as would a CEN enquiry on a draft European Standard. Should this draft be accepted, a final draft, established on the basis of comments received, will be submitted to a parallel two-month FDIS vote in ISO and formal vote in CEN.

THIS DOCUMENT IS A DRAFT CIRCULATED FOR COMMENT AND APPROVAL. IT IS THEREFORE SUBJECT TO CHANGE AND MAY NOT BE REFERRED TO AS AN INTERNATIONAL STANDARD UNTIL PUBLISHED AS SUCH.

IN ADDITION TO THEIR EVALUATION AS BEING ACCEPTABLE FOR INDUSTRIAL, TECHNOLOGICAL, COMMERCIAL AND USER PURPOSES, DRAFT INTERNATIONAL STANDARDS MAY ON OCCASION HAVE TO BE CONSIDERED IN THE LIGHT OF THEIR POTENTIAL TO BECOME STANDARDS TO WHICH REFERENCE MAY BE MADE IN NATIONAL REGULATIONS.

For the purposes of this International Standard, dental polymer-based restorative materials are classified as the following types.

- a) Type 1: Polymer-based filling and restorative materials claimed by the manufacturer as suitable for restorations involving occlusal surfaces
- b) Type 2: All other polymer-based filling and restorative materials

NOTE: It is not necessary to classify polymer-based luting materials into types.

The three classes of dental polymer-based restorative and luting materials are as follows.

- 1) Class 1: Self-curing materials whose setting is effected by mixing an initiator and activator
- 2) Class 2: External-energy-activated materials whose setting is effected by the application of energy from an external source, such as blue light or heat, and are subdivided as follows.
  - i) Group 1: Materials whose use requires the energy to be applied intra-orally
  - ii) Group 2: Materials whose use requires the energy to be applied extra-orally

NOTE 1 -- Certain materials may be claimed by manufacturers to be both group 1 and group 2. In this event the material should fulfil the requirements for both groups. (See clause 4)

NOTE 2 -- Class 2 luting materials will fall into Group 1 only.

- 3) Class 3: Dual cure materials that are cured by the application of external energy and also have a self-curing mechanism present.

## 5 Requirements

### 5.1 Biocompatibility

See the Introduction for guidance on biocompatibility, ISO 7405 and ISO 10 993.

### 5.2 Physical and chemical properties

#### 5.2.1 General

If a filling and restorative material is supplied by the manufacturer in pre-coloured standard shades, each shade, including opaque shades, shall be capable of satisfying all the requirements for sensitivity to ambient light (5.2.7), depth of cure (5.2.8), shade (5.3) and colour stability (5.4) appropriate to the material type and class. If the material is supplied such that it can be "tinted" or "blended" to the user's prescription, the material shall comply with the requirements both when used alone and when used with the maximum recommended proportion of tinter or blender [see 5.3 d)]

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

### 5.2.8 Depth of cure, class 2 materials

When determined in accordance with 7.10, the depth of cure of class 2 filling and restorative materials shall not be less than 1 mm if they are labelled by the manufacturer as opaque shades, or not less than 1,5 mm for other filling and restorative materials.

The depth of cure of luting materials when determined in accordance with 7.10 shall not be less than 0,5 mm if they are labelled by the manufacturer as opaquer, or not less than 1,5 mm for other materials.

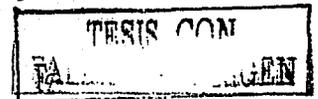
In any event, the values for all materials, with the exception of opaquer luting materials, shall be no more than 0,5 mm below the value stated by the manufacturer.

### 5.2.9 Flexural strength, type 1 and type 2 materials

The flexural strength of type 1 and type 2 materials, determined in accordance with 7.11, shall be equal to or greater than the limits specified in table 1.

Table 1 Flexural strength

Type 1	class 1	80 MPa
	class 2, group 1	80 MPa
	class 2, group 2	100 MPa
	class 3	80 MPa
Type 2	class 1	50 MPa
	class 2, group 1	50 MPa
	class 3	50 MPa



### 5.2.10 Water sorption and solubility

When determined in accordance with 7.12:

- the water sorption of all materials shall be equal to or lower than  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ .
- the solubility of all materials shall be equal to or lower than  $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ .

### 5.3 Shade, filling and restorative materials

When the material is assessed in accordance with 7.13 and ISO 7491, the shade of the set material shall match closely that of the manufacturer's shade guide. If a shade guide is not supplied by the manufacturer then the manufacturer shall nominate a commercially available shade guide that shall be used in assessing compliance with this requirement (see 8.3.1). In addition, the set material shall be evenly coloured when viewed without magnification.

Table 3 Physical and chemical property requirements for filling and restorative materials  
 Clauses 5.2.3, 5.2.5, 5.2.6, 5.2.8 and 5.2.10  
 (See Table 1 for flexural strength)

Material class	Requirement (clause)	Working time (5.2.3)	Setting time (5.2.5, 5.2.6)	Depth of Cure *1 (5.2.8)	Water sorption (5.2.10)	Solubility (5.2.10)
Class 1		90 s minimum	5 min maximum (5.2.5)	-	40 µg/mm <sup>3</sup> maximum	7,5 µg/mm <sup>3</sup> maximum
Class 2		-	-	1 mm minimum (opaque shade)  1,5 mm minimum (others)	40 µg/mm <sup>3</sup> maximum	7,5 µg/mm <sup>3</sup> maximum
Class 3		90 s minimum	10 min maximum (5.2.6)	-	40 µg/mm <sup>3</sup> maximum	7,5 µg/mm <sup>3</sup> maximum

\*1 In any event, the values for all materials shall be no more than 0,5 mm below the value stated by the manufacturer.

## 6 Sampling

The test sample shall consist of packages prepared for retail sale from the same batch containing enough material to carry out the specified tests, plus an allowance for repeat tests, if necessary.

NOTE -- 50 g should be sufficient.

## 7 Test methods

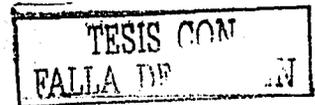
### 7.1 General reagent - water

Water to be used in the tests shall be prepared in accordance with ISO 3696 Grade 2.

### 7.2 Test conditions

Unless specified otherwise by the manufacturer, prepare and test all specimens at  $(23 \pm 1) ^\circ\text{C}$ . Control the relative humidity to ensure that it remains greater than 30% at all times. If the material was refrigerated for storage, allow it to attain  $(23 \pm 1) ^\circ\text{C}$ .

For class 3 materials, the tests for working time (see 7.6) and setting time (see 7.8) shall be performed in the absence of activating radiation. Ambient light, both natural and artificial, is



NOTE -- During this test, if the material has begun to set, clefts and voids will appear in the specimen when the thin layer is being produced. It may aid the inspection to compare the test specimen with one that has been produced in the absence of light.

Repeat the entire procedure twice, using a new sample of material for each test. Record the results of all three tests.

### 7.9.3 Treatment of results

If, on visual inspection, the material of all three samples remains physically homogeneous, the material is deemed to have complied with the requirement of 5.2.7.

## 7.10 Depth of cure, class 2 materials

### 7.10.1 Apparatus

7.10.1.1 Stainless steel mould, for the preparation of a cylindrical specimen, 6 mm long and 4 mm in diameter unless the manufacturer claims a depth of cure in excess of 3 mm; in this event, the mould shall be at least 2 mm longer than twice the claimed depth of cure.

NOTE -- A mould release agent which does not interfere with the setting reaction, for example a 3 % solution of polyvinyl ether wax in hexane, may be used to facilitate removal of the specimen. See also 7.4 in relation to metal affinity materials.

7.10.1.2 Two glass slides/plates, each of sufficient area to cover one end of the mould.

NOTE - standard glass microscope slides may be used.

7.10.1.3 White filter paper.

7.10.1.4 Film, transparent to the activating radiation, ( $50 \pm 30$ )  $\mu\text{m}$  thick, e.g. polyester.

7.10.1.5 External energy source, as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3 e)].

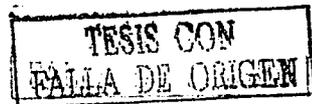
7.10.1.6 Micrometer, accurate to 0,01 mm.

7.10.1.7 Plastics spatula.

### 7.10.2 Procedure

Place the mould (7.10.1.1) on a strip of the transparent film (7.10.1.4) covering the filter paper (7.10.1.3) and fill it with the test material, prepared in accordance with the manufacturer's instructions. Take care to exclude air bubbles. Slightly overfill the mould and put a second strip of the transparent film on top. Press the mould and strip of film between the glass slides (7.10.1.2) to displace excess material. Remove the microscope slide covering the strips of film and gently place the exit window of the external energy source (7.10.1.5) against the strip of film. Irradiate the material for the time recommended by the manufacturer to achieve a depth of cure of at least 0,5 mm for opaquer luting materials, 1 mm for opaque shade filling and restorative materials or 1,5 mm for all other materials.

Immediately after completion of irradiation remove the specimen from the mould and remove the uncured material with the plastic spatula (7.10.1.7). Measure the height of the cylinder of



cured material with the micrometer (7.10.1.6) to an accuracy of  $\pm 0,1$  mm and divide this value by two.

Record this value as the depth of cure.

Repeat the test twice.

NOTE -- Class 2 group 2 materials shall be tested after exposure to irradiation from the primary source and not after processing in a curing oven. The test is intended to demonstrate the conversion of monomer to polymer at the modelling stage that enables the material to be transferred from the die to the curing oven.

### 7.10.3 Treatment of results

If all three values for opaquer luting materials are greater than 0,5 mm, for opaque shade filling and restorative materials are greater than 1,0 mm, and for all other materials greater than 1,5 mm, the material has complied with the first requirement of 5.2.8.

In order to comply with the second requirement of 5.2.8, all three values shall be no more than 0,5 mm below the value stated by the manufacturer.

## 7.11 Flexural strength

### 7.11.1 Apparatus

7.11.1.1 Stainless steel mould for the preparation of a test specimen ( $25 \pm 2$ ) mm  $\times$  ( $2 \pm 0,1$ ) mm  $\times$  ( $2 \pm 0,1$ ) mm. A mould release agent (see 7.10.1.1) shall be used. A suitable mould is illustrated in figure 7. See also clause 7.4 for the preparation of metal affinity materials.

7.11.1.2 Two metal plates, each of sufficient area to cover the mould. For Class 2 and Class 3 materials, a glass microscope slide for use during polymerisation.

7.11.1.3 Small clamp.

7.11.1.4 Film, transparent to the activating radiation, ( $50 \pm 30$ )  $\mu$ m thick, e.g. polyester.

7.11.1.5 White filter paper.

7.11.1.6 Water bath capable of being maintained at ( $37 \pm 1$ )  $^{\circ}$ C.

7.11.1.7 External energy source(s) (for class 2 and class 3 materials) as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3 e)].

7.11.1.8 Micrometer, accurate to 0,01 mm.

7.11.1.9 Flexural strength test equipment and apparatus, appropriately calibrated, to provide a constant cross head speed of ( $0,75 \pm 0,25$ ) mm/min or a rate of loading of ( $50 \pm 16$ ) N/min.

The apparatus consists essentially of two rods (2 mm in diameter), mounted parallel with 20 mm between centres, and a third rod (2 mm in diameter) centred between, and parallel to, the

TESIS CON  
 FALLA DE CARGEN

other two, so that the three rods in combination can be used to give a three-point loading to the specimen.

### 7.11.2 Preparation of test specimens

#### 7.11.2.1 Class 1 materials

Cover one of the metal plates (7.11.1.2) with the filter paper (7.11.1.5) followed by the polyester film (7.11.1.4) and position the mould (7.11.1.1) upon it. Prepare the material in accordance with the manufacturer's instructions and immediately place it in the mould. Place a second piece of polyester film onto the material in the mould and cover this with the second metal plate.

Apply pressure to displace excess material by means of the clamp (7.11.1.3). Three min after the start of mixing, place the assembly in the water bath (7.11.1.6), maintained at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ . Fifteen min after the start of mixing, remove the clamp, remove the flash and separate the mould. Store the specimen in distilled water at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$  until the start of testing (7.11.3).

Prepare five specimens.

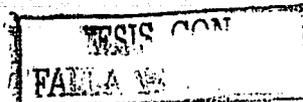
#### 7.11.2.2 Class 2 and class 3 materials

Prepare the material in accordance with the manufacturer's instructions and fill the mould with the material, as described in 7.11.2.1. For class 2 group 1 and class 3 materials, replace one of the metal plates with a glass slide (7.11.1.2) and place the exit window of the external energy source (7.11.1.7) at the centre of the specimen and against the glass plate. Irradiate that section of the specimen for the recommended exposure time. Move the exit window to the section next to the centre overlapping the previous section by half the diameter of the exit window and irradiate for the appropriate time. Then irradiate the section on the other side of the centre in the same way. Continue this procedure until the entire length of the specimen has been irradiated for the recommended exposure time. Repeat the irradiation procedure on the other side of the specimen. Place the assembly in the water bath maintained at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$  for 15 min. Then remove the specimen from the mould and carefully trim away any flash. Store in distilled water at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$  until the start of testing (7.11.3).

For class 2 group 2 materials, follow the manufacturer's instructions regarding the use of the external energy source. (8.3 e). If the instructions require a preliminary exposure to blue light prior to the placement of the specimen into the external energy apparatus, perform this exposure in accordance with the procedure specified in the paragraph above (group 1 materials). Remove the specimen from the mould and trim away any flash. Place it directly in the external energy apparatus. After curing, remove the specimen from the apparatus and store in distilled water at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$  until the start of testing (7.11.3).

If no preconditioning is required prior to the insertion of the material in the apparatus, the material and the mould shall be placed in the apparatus for curing. After curing, remove the specimen from the mould and trim away any flash. Store in distilled water at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$  until the start of testing (7.11.3).

Prepare five specimens.



### 7.11.3 Procedure

Measure the dimensions of the specimen to an accuracy of  $\pm 0,01$  mm. Transfer the specimen to the flexural strength testing apparatus (see 7.11.1.9).

Twenty-four hours after the start of mixing (class 1 materials), or irradiation (class 2 and class 3 materials) apply a load to the specimen at a cross-head speed of  $(0,75 \pm 0,25)$  mm/min or at a rate of loading  $(50 \pm 16)$  N/min until either the specimen reaches the yield point or, if there is no yield point, fractures.

Record the load exerted on the specimen either at the yield point or at the point of fracture.

Repeat the test on the four other specimens.

### 7.11.4 Treatment of results

Calculate the flexural strength,  $\sigma$ , in megapascals, from the following equation:

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

where

- F is the maximum load, in newtons, exerted on the specimen;
- l is the distance, in millimetres, between the supports, accurate to  $\pm 0,01$  mm;
- b is the width, in millimetres, of the specimen measured immediately prior to testing;
- h is the height, in millimetres, of the specimen measured immediately prior to testing.

Report as follows.

- a) If four or five of the results are equal to or greater than the limit specified in table 1, the material is deemed to have complied with the requirement of 5.2.9.
- b) If three or more of the results are less than the limit specified in table 1, the material is deemed to have failed absolutely.
- c) If only three of the results are equal to or greater than the limit specified in table 1, repeat the whole test. If only four or fewer results are equal to or greater than the limit on the second occasion, the material is deemed to have failed the whole test.

## 7.12 Water sorption and solubility

### 7.12.1 Apparatus

7.12.1.1 Mould of internal dimensions  $(15 \pm 0,1)$  mm in diameter and  $(1,0 \pm 0,1)$  mm deep, for the preparation of specimen discs. A split ring or "washer" mould is suitable. See also clause 7.4 for the preparation of metal affinity materials.

NOTE -- To aid release of the specimen from the mould the inner surface of the ring shall be lubricated with a 3 % solution of polyvinyl ether wax in hexane.

7.12.1.2 Film, transparent to the activating radiation,  $(50 \pm 30)$   $\mu$ m thick, e.g. polyester.

TESIS COM  
FALLA DE BERGEN

7.12.1.3 Two metal plates of sufficient area to cover the mould. For class 2 and class 3 materials, a glass microscope slide for use during polymerisation.

7.12.1.4 Two desiccators, containing silica gel freshly dried for 5 h at 130 °C. Replace the silica gel with freshly dried gel after each weighing sequence.

7.12.1.5 External energy source(s) (for class 2 and 3 materials), as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3 e)].

7.12.1.6 Oven capable of being maintained at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ .

7.12.1.7 Analytical balance accurate to 0.05 mg.

7.12.1.8 Micrometer, accurate to 0.01 mm.

7.12.1.9 Clamps.

7.12.1.10 Plastics tweezers.

NOTE To avoid contamination of the specimens, they shall be handled at all times with the tweezers.

7.12.1.11 A hand dust blower or a source of oil-free compressed air with micro-jet nozzle.

## 7.12.2 Preparation of test specimens

### 7.12.2.1 Class 1 materials

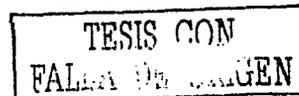
Place a piece of film (7.12.1.2) onto one of the metal plates (7.12.1.3) and place the mould (7.12.1.1) on it. Slightly overfill the mould with the material, prepared in accordance with the manufacturer's instructions. Place a second piece of film onto the material in the mould and cover this with the second metal plate, thus displacing excess material.

Clamp the mould together and transfer the assembly immediately to the oven (7.12.1.6) maintained at  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ . After 60 min timed from the start of mixing, remove the specimen from the mould, taking care to avoid surface contamination. Finish the periphery of the specimen to remove flash and irregularities. Hold the periphery of the specimen against 1000 grit abrasive paper on a non-rotating grinding table and rotate the specimen so that the periphery is abraded. Visually inspect the specimen periphery to ensure it is smooth. Blow debris away with the compressed air jet or dust blower (7.12.1.11). The diameter of the finished specimen shall be not less than 14,8 mm.

Prepare five specimen discs in this way and transfer them to one of the two desiccators (7.12.1.4).

### 7.12.2.2 Class 2 and class 3 materials

Prepare the material in accordance with the manufacturer's instructions and fill the mould with the material as described in 7.12.2.1 and, having displaced excess material, remove the metal plate, leaving the film in place, and replace it with the glass plate. For class 2, group 1 and class 3 materials place the exit window of the external energy source (see 7.12.1.5) against the glass plate (see 7.12.1.3). Irradiate that section of the specimen for the recommended exposure time. Move the exit window and irradiate a section of the specimen perpendicular to the



previous section of the specimen. Continue this procedure until the whole specimen has been irradiated for the recommended exposure time. Turn the mould over, remove the other metal plate and replace it with a glass slide. Irradiate the second side of the specimen in the same way as the first side.

NOTE -- a template is required to perform this overlapping irradiation efficiently; the exact number of exposures is dependent on the diameter of the exit window. Figure 8 shows an example of such a template.

Immediately after irradiation, transfer the mould to the oven maintained at 37 °C. Fifteen min after the commencement of irradiation, remove the specimen from the mould and finish the periphery as described in 7.12.2.1.

Prepare five specimen discs in this way.

For class 2, group 2 materials, follow the manufacturer's instructions regarding the use of the external energy source(s), [see 8.3 e)]. If the instructions require a preliminary exposure to blue light prior to the placement of the specimen into the external energy apparatus, perform this in accordance with the procedure specified in the paragraph above, remove the specimen from the mould and place it directly in the external energy apparatus. After curing, remove the specimen from the apparatus and finish the periphery as described in 7.12.2.1.

If no preconditioning is required prior to the insertion of the material in the apparatus, the material shall be placed in the apparatus in the mould for curing. After curing, remove the specimen from the mould and finish the periphery as described in 7.12.2.1. Prepare five specimens.

### 7.12.3 Procedure

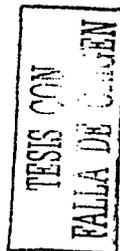
7.12.3.1 Transfer the specimens to one of the two desiccators (see 7.12.1.4) maintained at  $(37 \pm 1)$  °C. After 22 h remove the specimens, store them in the second desiccator maintained at  $(23 \pm 1)$  °C for 2 h and then weigh them to an accuracy of  $\pm 0,1$  mg. Repeat this cycle until a constant mass,  $m_1$ , is obtained, i.e. until the mass loss of each specimen is not more than 0,1 mg in any 24 h period.

NOTE -- Approximately 2-3 weeks may be necessary to achieve constant mass.

7.12.3.2 After final drying, make two measurements of the diameter at right angles to each other and calculate the mean diameter, and measure the thickness of the specimen at the centre of the specimen and at four equally spaced points on the circumference. Calculate the area from the mean diameter in  $\text{mm}^2$ , and then, using the mean thickness, calculate the volume,  $V$ , in  $\text{mm}^3$ .

7.12.3.3 Immerse the specimens in water (7.1) at  $(37 \pm 1)$  °C for 7 days in such a way that they are vertical and not touching each other with a minimum of 3 mm separation between specimens. (NOTE -- A rack is needed to do this efficiently). The volume of water for immersion of the specimens shall be at least 10 ml per specimen. After 7 days, remove the specimens, wash with water, blot away surface water until free from visible moisture, wave in the air for 15 s, and weigh 1 min after removal from the water. Record this mass as  $m_2$ .

7.12.3.4 After this weighing, recondition the specimens to constant mass in the desiccators using the cycle described in 7.12.3.1. Record the constant mass as  $m_3$ .



#### 7.12.4 Treatment of results

##### 7.12.4.1 Water sorption

Calculate the values for water sorption,  $w_{sp}$ , in micrograms per cubic millimetre, for each of the five specimens using the following equation:

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

where

- $m_2$  is the mass of the specimen, in micrograms, after immersion in water for 7 days (see 7.12.3.3);  
 $m_3$  is the mass of the reconditioned specimen, in micrograms (see 7.12.3.4);  
 $V$  is the volume of the specimen, in cubic millimetres (see 7.12.3.2).

##### 7.12.4.2 Treatment of water sorption test results

Report the water sorption results as follows.

- If four or five of the values obtained are equal to or less than  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , the material is deemed to have complied with the first requirement of 5.2.10.
- If two or less of the values obtained are equal to or less than  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , the material is deemed to have failed.
- If three of the values are equal to or less than  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , repeat the whole test. If the values are equal to or less than  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  on the second occasion, the material is deemed to have passed the whole test.

##### 7.12.4.3 Solubility

Calculate the values for solubility,  $w_{sl}$ , in micrograms per cubic millimetre, for each of the five specimens using the following equation:

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

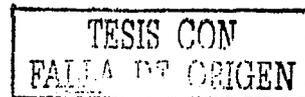
where

- $m_1$  is the conditioned mass, in micrograms, prior to immersion in water (see 7.12.3.2);  
 $m_3$  and  $V$  are as given in 7.12.4.1.

##### 7.12.4.4 Treatment of solubility test results

Report the solubility results as follows.

- If four or five of the values obtained are equal to or less than  $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  the material is deemed to have complied with the second requirement of 5.2.10.
- If two or less of the values obtained are equal to or less than  $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  the material is deemed to have failed



Carry out the colour comparison in accordance with 4.3 and 4.4 and ISO 7491 and ANSI/ADA Specification No. 80.

## 7.11 Radio-opacity

### 7.11.1 Apparatus

7.11.1.1 Single-phase dental X-ray unit, with a total filtration of 1.5 mm aluminum, and capable of operation at  $(65 \pm 5)$  kV with suitable accessories.

7.11.1.2 Dental X-ray occlusal film of speed group D (as specified in ISO 3665), developing solution and fixer.

7.11.1.3 Aluminum plate, 2 mm thick, of about the same size as the specimen, and made of at least 99.5% pure aluminum.

7.11.1.4 Photographic densitometer capable of measuring in the range, 1.5 to 2.5.

### 7.11.2 Preparation of test specimens

Prepare a specimen as described in 7.9.2.1 for type 1 materials or 7.9.2.2 for type 2 materials, but the thickness of the test specimen shall be  $1 \pm 0.1$  mm.

### 7.11.3 Procedure

Position the X-ray film (7.11.1.2) on a sheet of lead not less than 2 mm thick. Place the specimen and the aluminum plate (7.11.1.3) in the centre of the film.

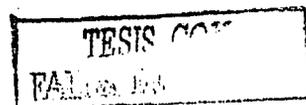
Irradiate the specimen, aluminum plate and film with X-rays at  $(65 \pm 5)$  kV at a target film distance of 400 mm for such a time that, after processing, the region of film beside the specimen and aluminum has a photographic density of between 1.5 and 2.

NOTE - Exposures of between 0.3 and 0.4 s at 10 mA are typical.

After developing and fixing the film, compare the density of the image of the specimen with that of the aluminum using the densitometer (7.11.1.4).

### 7.11.4 Interpretation of results

If the density of the image of the specimen is less than the density of the image of the aluminum, the material is deemed to have complied with the requirement of 4.5.



(ISO 4049:1988 - DADI-1990 - DRAFT PROPOSAL)

DENTISTRY - RESIN BASED FILLING MATERIALS  
ADDENDUM 1 - SUPPLEMENTARY METHODS OF TEST

## AO Introduction

This addendum to ISO 4049-1988 describes methods of test for determining properties of resin based filling materials that are not specified in the Standard. These methods may be used for 'type testing' materials and for product information for the consumer. By using internationally agreed test methods, true comparisons may be made between similar products.

The methods of test in this Addendum supplement the methods given in ISO 4049-1988. Although the Addendum does not specify any requirements for the materials themselves, the Addendum must nevertheless be used in conjunction with ISO 4049-1988

## A1 Scope

This Addendum specifies methods for testing resin based filling materials for compressive strength, tensile strength, polymerization shrinkage and opacity. It gives guidance on the testing of diametral tensile strength, coefficient of thermal expansion and abrasion resistance.

## A2 TEST METHODS

A2.1 General reagents, apparatus and test conditions  
See Clauses 7.1 and 7.2

A2.2 Compressive Strength

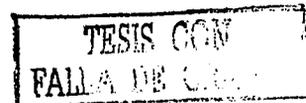
A2.2.1 Apparatus

A2.2.1.2 Split metal mould, coated with an appropriate separating medium (eg spectroscopic grease) for the preparation of a cylindrical specimen of  $4.0 \pm 0.1$ mm diameter x  $6.0 \pm 0.1$ mm high.

Two glass slides plates (see 7.1.2) of sufficient area to cover the mould.

A2.2.1.3 Small clamp

A2.2.1.4 External energy source [for type 2 materials] as recommended by the manufacturer for use with the test material [see 8.3c].



A2.2.1.5 Suitable testing apparatus to apply uniaxial compressive loading at a strain of  $1.0 \pm 0.25\text{mm}$  per min.

A2.2.2 Preparation of test specimen

A2.2.2.1 Type 1 materials

Mix the material according to the manufacturer's instructions and place it immediately in the mould positioned on one of the glass slides. Place the second glass slide on top of the mould and apply pressure gently by means of the clamp, thus exuding excess material from the mould. Three minutes after the commencement of mixing, place the assembly in a water bath maintained at  $37^{\circ}\text{C}$ . Fifteen minutes after the commencement of mixing, remove the clamp and separate the mould. Store the specimen in distilled water at  $37^{\circ}\text{C}$ . Prepare 5 specimens.

A2.2.2.2 Type 2 materials

Prepare the material according to the manufacturer's instructions and fill the mould with the material as described in 2.2.2.1. above. Place the exit window of the external energy source against the quartz glass plate and irradiate the specimen for the recommended exposure time. Invert the mould and irradiate the other end of the specimen.

If the manufacturer's stated depth of cure is less than 3.0mm, or the depth of cure when determined according to ISO 4049 7.7 is less than 3.0mm, then a quartz glass mould should be used to allow lateral exposure. After irradiation, place the assembly in a water bath maintained at  $37^{\circ}\text{C}$  for 15 minutes and then remove the specimen from the mould and store in distilled water at  $37^{\circ}\text{C}$ .

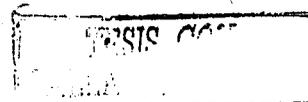
A2.2.2.3 Test procedure

Twenty-three hours and fifty minutes after the commencement of mixing, transfer the specimen to the compression platen testing machine. Twenty-four hours after the commencement of mixing, apply a load to the specimen at a strain rate of  $1.0 \pm 0.25\text{mm}$  per minute.

A2.2.2.4 Calculation and expression of results

Compressive strength in Megapascals =  $\frac{F}{d^2}$

Where F = maximum force in Newtons exerted on the specimen  
d = diameter of the specimen in millimeters



Calculate and report the mean of five determinations. If more than two specimens fall outside the mean by 15% or more, the whole test should be repeated.

### A2.3 Tensile strength

A2.3.1 This test is uniaxial direct pull tension test. Diametral tensile tests are considered inappropriate for resin-based materials due to the deformation induced prior to fracture.

### A.2.3.2 Apparatus

A2.3.2.1 Split metal mould, lightly coated with an appropriate separating medium for the preparation of a flat dumb-bell shaped specimen of thickness  $1.5 \pm 0.1\text{mm}$  and gauge length dimensions of  $3.5 \pm 0.1\text{mm}$  wide and  $18.5 \pm 0.1\text{mm}$  long (Fig A1). The dumb-bell shall be of  $5.1 \pm 0.1\text{mm}$  length.

The junctions of the dumb-bells with the gauge length shall be radiused as shown in Fig. 1.

A2.3.2.2 Two glass slide/plates (see 7.1.2) of sufficient area to cover the mould.

A2.3.2.3 Small Clamp

A2.3.2.4 External energy source for [Type 2 materials], as recommended by the manufacturer for use with the test material [See 8.3e].

A2.3.2.5 Suitable testing apparatus to apply uniaxial tensile stress at a strain rate of  $1.0 \pm 0.25\text{mm}$  per minute. The stress should cause the specimen to fracture within the central 16mm of the gauge length.

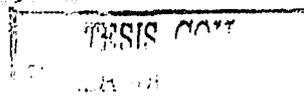
### A2.3.3 Preparation of the test specimen

A2.3.3.1 Type 1 materials - Proceed as described in 2.2.2.1 above.

A2.3.3.2 Type 2 materials - Proceed as described in 2.2.2.2 above. Irradiation of each side of the specimen will be sufficient to cure the whole specimen.

### A2.3.3.3 Test procedure

Twenty-three hours and fifty minutes after the commencement of mixing, transfer the specimen to the jaws of the test machine. Twenty-four hours after the commencement of mixing apply a tensile load to the specimen at a strain rate of  $1.0 \pm 0.25\text{mm}$  per minute.



### A2.3.3.4 Calculation and expression of results

$$\text{Tensile strength in Megapascals} = \frac{F}{dw}$$

Where F = maximum force in Newtons exerted on the specimen,

d = depth of specimen in millimeters at the fracture surface,

w = width of specimen in millimeters at the fracture surface.

Calculate and report the mean of five determinations. If more than two specimens fall outside the mean by 15% or more, the whole test should be repeated.

### A2.4 Polymerization shrinkage

#### A2.4.1 General

Many methods have been proposed to determine polymerization shrinkage. Linear measurements take no account of the three dimensional nature of the property and many volumetric methods rely on mercury for immersion of the specimen.

The recommended test method below overcomes some of the disadvantages but the results are extremely dependent upon accurate control of ambient temperature and the apparatus requires almost total immersion in the water bath.

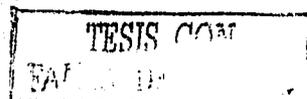
#### A2.4.2 Apparatus

A2.4.2.1 Water bath capable of being accurately controlled at  $25 \pm 0.1^\circ\text{C}$ .

A2.4.2.2 Density bottle of volume 25ml with ground glass neck.

A2.4.2.3 Glass dilatometer tube of length approximately 250mm graduated in divisions of 1mm with a ground glass end containing a capillary of uniform diameter approximately 0.7mm. When the tube is fitted into the density bottle, it may need to be lightly greased to ensure a watertight seal. To check this seal, the procedure for Type 1 materials should be followed without the specimen. If the meniscus rises or falls by more than 2mm in a one hour period, either the seal is not watertight or the temperature control is not sufficiently accurate.

A2.4.2.4 Balance capable of weighing to 0.1mg.



A2.4.2.5 Stopwatch

A2.4.2.6 External energy source as recommended by manufacturer [for Type 2 materials].

A2.4.2.7 Black adhesive tape [for Type 2 materials] impervious to light

A2.4.3 Test procedure.

A2.4.3.1 Type 1 materials

Determine the volume of capillary per mm division [A] by weighing the tube filled to different levels with mercury. Immerse the density bottle and dilatometer tube  $25 \pm 0.1^\circ\text{C}$  for at least two hours prior to testing.

Mix approximately  $10\text{mm}^3$  of the test material according to manufacturer's instructions and place in the density bottle in the bath.

Remove the dilatometer tube from the bath. Blow a gentle stream of air through the capillary ensuring that no water remains there.

Place the tube into the bottle, make the seal and wipe off the excess displaced water. The top of the tube should be just above the water level in the bath.

At 90 s from the start of the mix, take the base reading of the meniscus level in the capillary tube [ $H_1$ ]. Read the meniscus level at 1 hour after the start of mixing [ $H_2$ ]. Calculate the volume change of the specimen [V] where  $V = (H_1 - H_2) \times A$ . Determine the volume [V] of the specimen at room temperature using a further density bottle as follows: Find the mass of the dry specimen [M1], the mass of the density bottle filled with water [M2], and the mass of the density bottle filled with the specimen and water [M3]. The mass of water displaced is the  $M1 + M2 - M3$ . The volume of specimen is  $[M1 + M2 - M3]$  divided by the density of water at the ambient temperature.

A2.4.3.2 Type 2 materials

Cover the body of the density bottle with black adhesive tape, leaving an aperture  $1.5\text{ sq.cm.}$  with a removable cover. Determine the volume of the capillary tube per mm division [A] by weighing the tube filled to different levels of mercury. Immerse the density bottle with cover in place and also the dilatometer tube in the water bath at  $25 \pm 0.1^\circ\text{C}$  for at least 2 hours prior to testing.

TESIS COM  
FA

Remove the tube from the bath. Blow a gentle stream of air through the capillary ensuring that no water remains there. Place approximately 10mm<sup>3</sup> of the test material into the density bottle so that it lies near the aperture. Place the tube into the density bottle, make a seal and wipe off the excess displaced water. The top of the tube should be just above the water level in the bath.

Take meniscus readings until the meniscus is stable [ $H_1$ ] [3 readings at 2 minute intervals which do not differ by more than 0.1mm]. Remove the aperture cover and irradiate the specimen through the density bottle. The specimen should be irradiated with the recommended light for at least four times the recommended time period. Read the meniscus level at 1 hour after irradiation [ $H_2$ ]. Calculate the volume of the specimen as described in 2.4.3.1 above.

#### A2.4.4 Calculation and expression of results

Calculate the percentage shrinkage [S] by

$$S = \frac{V}{V + V} \times 100\% \quad \text{where } V = \text{specimen volume}$$

Report the mean of the three test results as the polymerization shrinkage of the material.

#### A2.5 Opacity

##### A2.5.1 General

The opacity shall be represented by the contrast ratio  $C_{0.70}$  which is the ratio between the daylight apparent reflectance of the specimen when backed by a black backing and the daylight apparent reflectance of the specimen when backed by a white backing having a daylight apparent reflectance of 70% relative to magnesium oxide.

##### A2.5.2 Apparatus

A2.5.2.1 Mould, for the preparation of specimen discs, 20 ± 0.1mm in diameter and 1 ± 0.05mm thick.

A2.5.2.2 Two glass slides/plates (see 7.12)

A2.5.2.3 Small clamp

A2.5.2.4 Black and white backing paper

