



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS PROPIEDADES
FÍSICAS ENTRE UNA RESINA CONVENCIONAL Y UNA
RESINA PARA TÉCNICA DE OBTURACIÓN EN BLOQUE.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

GERARDO JUÁREZ GONZÁLEZ

TUTORA: Mtra. JUANA PAULINA RAMÍREZ ORTEGA

ASESOR: Dr. CARLOS ANDRES ÁLVAREZ GAYOSSO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

- **A Dios por darme la vida y la sabiduría y el poder concluir un ciclo más de mi vida, no desampararme y estar conmigo en cada triunfo.**
- **A mis padres Leonor González Diego y Sergio Juárez Barrera, y mi hermano Sergio Miguel Juárez González que con cada consejo, desvelo, regaño y apoyo de padres y hermano en cada una de las etapas de mi vida hicieron que nunca me diera por vencido, logrando este éxito juntos a mi lado, gracias.**
- **A mis abuelitos María Diego, Nicolás González (t), Marcelina Barrera y Hermilo Juárez que siempre estuvieron brindándome su apoyo, sabios consejos, bendiciones y sobre todo su compañía recorriendo este largo camino juntos.**
- **A mi familia en general y amigos que nunca me dejaron desamparado cuando necesite de su compañía.**
- **A mi novia Zurisadai que en corto tiempo de conocernos me apoya en cada éxito y fracaso, nunca dejando que me rinda y estando siempre a mi lado cuando más necesito de su apoyo.**
- **A mi tutora la Mtra. Paulina y a mi asesor el Dr. Carlos Álvarez que le dedicaron, compartieron y mostraron su tiempo, paciencia, interés y sabiduría a mi tesis logrando juntos un éxito más en camino de la vida.**

INDICE

Resumen.....	ii
Introducción.....	1
1. Antecedentes.....	3
1.1 Evolución de las resinas.....	9
1.1.1 Resinas de alta densidad.....	12
1.1.2 Resinas compuestas fluidas.....	12
1.1.3 Resinas compuestas para posteriores.....	12
2. Indicaciones y contraindicaciones.....	13
3. Propiedades biomecánicas de las resinas dentales.....	15
3.1 Resistencia a la flexión y módulo elástico.....	17
3.2 Encogimiento de polimerización.....	20
3.2.1 Factor de configuración geométrica –factor C– y su relación con la contracción de polimerización y el esfuerzo generado.....	24
3.3 Sorción y solubilidad.....	26
3.4 Profundidad de curado.....	27
3.5 Microfiltración.....	27
3.5.1 Técnica de obturación.....	31
4. Investigación.....	34
4.1 Planteamiento del problema.....	34
4.2 Justificación.....	34
4.3 Hipótesis.....	35
4.4 Objetivos.....	35
4.4.1 Objetivo general.....	35
4.4.2 Objetivos específicos.....	36
4.5 Metodología.....	36
4.5.1 Población de estudio.....	36
4.5.2 Muestra.....	36
4.5.3 Criterios de inclusión.....	36
4.5.4 Criterios de exclusión.....	36
4.5.5 Criterios de eliminación.....	37
4.6 Material.....	37
4.7 Equipo de laboratorio.....	37
4.7.1 Procedimiento para resistencia a la flexión.....	37
4.7.2 Procedimiento para encogimiento de polimerización.....	41
4.7.3 Procedimiento para sorción y solubilidad.....	45
4.7.4 Procedimiento para profundidad de curado.....	48
4.7.5 Procedimiento para microfiltración.....	49
4.7.5.1 Preparación cavitaria.....	50
4.7.5.2 Procedimiento restaurador.....	50
4.7.5.2.1 Grupo 1 inserción de resina condensable en capas incrementales de ≤ 2 mm.....	51

4.7.5.2.2	Grupo 2 inserción de resina en bloque directo de 4mm.....	51
4.7.5.3	Termociclado y tinción de las muestras.....	52
4.8	Resultados.....	55
4.8.1	Resistencia a la flexión y módulo elástico.....	56
4.8.2	Encogimiento y rapidez de polimerización.....	57
4.8.3	Sorción Acuosa y Solubilidad.....	60
4.8.4	Profundidad de curado.....	61
4.8.5	Microfiltración.....	62
4.9	Discusión.....	63
4.10	Conclusiones.....	71
5.	Referencias Bibliográficas.....	72

RESUMEN

INTRODUCCIÓN. Actualmente las resinas para obturación en bloque son materiales de restauración que atraen la atención del cirujano dentista, ya que por su facilidad y rapidez de colocación (bloques de hasta 4mm) en dientes posteriores de acuerdo a los fabricantes; logran un ahorro de tiempo en la restauración, en comparación con la técnica convencional de obturación en capas ≤ 2 mm. El objetivo de esta investigación fue comparar las propiedades de encogimiento, resistencia a la flexión, profundidad de curado, sorción y solubilidad de una resina para obturación en bloque (SureFil SDR Flow) y una para técnica convencional de capas (Tetric N-Ceram) basándose en la Norma No. 27 de la Asociación Dental Americana (ADA), así como prueba de microfiltración.

METODOLOGÍA. Cada una de las pruebas llevadas a cabo en la investigación se realizaron bajo los lineamientos de la norma 27 ADA, así como las instrucciones de los fabricantes. Para la prueba de encogimiento de polimerización se hicieron muestras de 1.24 mm y de 3.73 mm de grosor y estas mismas muestras se utilizaron para la prueba de sorción acuosa y solubilidad (no se utilizó la medida de las muestras que marca la norma pero se siguió el procedimiento señalado en la misma debido al grosor al que está indicada la resina para técnica de bloque). La prueba de microfiltración se hizo en molares humanos extraídos empleando ambas técnicas de obturación, los dientes fueron termociclados (5° - 55° C/500 ciclos) posteriormente inmersos en azul de metileno (1%) luego se seccionaron para determinar la microfiltración.

RESULTADOS

PRUEBAS	SUREFIL SDR FLOW		TETRIC N-CERAM	
	Muestras	Resultados	Muestras	Resultados
Encogimiento	1.24mm.	3.08%	1.24mm.	2.15%
	3.73mm.	1.85%	3.73mm.	0.84%
Sorción acuosa	1.24mm.	14.91 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	1.24mm.	12.66 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
	3.73mm.	6.04 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	3.73mm.	4.74 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Solubilidad	1.24mm.	3.99 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	1.24mm.	3.16 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
	3.73mm.	0.65 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	3.73mm.	0.63 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Resistencia a la flexión	82.29 MPa.		91.11 MPa.	
Profundidad de curado	5.8mm.		5.24mm.	
Microfiltración	486.77 μm		547.29 μm	

CONCLUSIONES. En las pruebas de resistencia a la flexión y profundidad de curado ambas resinas cumplieron con lo establecido por la Norma 27 ADA. En la prueba de sorción y solubilidad los valores más altos los obtuvo SureFil SDR Flow. Finalmente, en la prueba de microfiltración los molares que presentaron mayor filtración marginal fueron los obturados con la técnica en capas (Tetric N-Ceram).

INTRODUCCIÓN

En la atención odontológica debemos tener en consideración la alta expectativa de los pacientes que asisten al consultorio por restauraciones que ofrezcan una adecuada apariencia clínica y una estética agradable ante ellos mismos y ante la sociedad, debido a que hoy por hoy al darles alternativas restauradoras con aleaciones metálicas, muchos los rechazan debido a que suelen creer que sabrá a metal, no se ven bonitas o quieren que tenga una apariencia más natural; es por eso que debemos conocer y elegir un material con alta resistencia física y mecánica, larga durabilidad, que no conlleven varias sesiones y sobre todo buena apariencia estética, logrando con esto una mimetización y el menor tiempo posible dentro de la consulta, además de que no lleguen a formar caries en poco tiempo o la fractura del material y/o diente por la contracción que sufren e incluso no se les desgaste demasiado tejido dental sano.

Dentro de los materiales estéticos de restauración directa que llegamos a utilizar rutinariamente como alternativa, podemos elegir a los composites o resinas compuestas fotopolimerizables, las cuales por su costo relativamente bajo, desde tiempo atrás se han venido promoviendo y colocando en órganos dentales con sus debidas especificaciones y con el agrado de los pacientes. La restauración con resinas de órganos dentales posteriores (premolares y molares) es muy minuciosa y durante muchos años se ha realizado la técnica incremental en capas de 2mm de grosor obteniendo hasta la fecha buenos resultados y aunque suele conllevar muchos pasos desde hacer la preparación cavitaria hasta el terminado y pulido de los composites, se debe tener el tiempo suficiente para realizar todo correctamente si se desea tener éxito en el tratamiento.

Con la nueva modalidad que se ha empezado a difundir actualmente de resinas para la técnica de obturación en bloque, de acuerdo a lo que propone el fabricante, la resina puede colocarse y polimerizar en un bloque no mayor de 4mm de grosor hecho que reduce el tiempo de trabajo y de pasos a la hora de restaurar el órgano dental, disminuye el esfuerzo de polimerización al mínimo, logra íntima adaptación con las paredes de la cavidad debido a su fluidez y autonivelación, y se puede usar como base o recubrimiento de acuerdo al tratamiento; sin embargo al ir renovando y actualizando los materiales de restauración, como profesionistas no debemos dejarnos llevar por la publicidad que las casas comerciales ofrecen, sino comprobar que realmente los productos brinden el resultado esperado y un tratamiento adecuado.

El presente estudio evaluó *in vitro* el encogimiento de polimerización, la resistencia a la flexión y módulo elástico, la microfiltración, la sorción y solubilidad, así como profundidad de curado que presentan dos resinas compuestas, una convencional y otra de reciente aparición en el mercado para la llamada técnica de obturación en bloque la cual de acuerdo con los fabricantes puede colocarse de una sola intención hasta 4mm de grosor.

La prueba de flexión se hizo de acuerdo a los lineamientos establecidos en la norma No. 27 de la Asociación Dental Americana (ADA). La prueba de contracción de polimerización se llevó a cabo mediante la técnica de Watts, dada por un transductor conectado a una computadora para obtener el porcentaje de encogimiento de polimerización.

Con respecto a la prueba de microfiltración la evaluación se realizó utilizando molares y premolares extraídos, de los cuales el 50% se obturaron con resina convencional empleando la técnica incremental y el otro 50% de órganos dentales se obturaron con la resina SureFil SDR (Smart Dentin Replacement) Flow empleando la técnica en bloque; ambos grupos se sometieron a termociclado (500 ciclos) y posteriormente se colocaron en tinción para la evaluación de esta prueba. Cabe señalar que hasta la fecha la técnica de obturación de capas oblicuas de 2 mm es la que se usa con más frecuencia para restaurar dientes posteriores de clase I y II conservadoras utilizando resina convencional.

Aunque en esta investigación se evaluó únicamente una resina para técnica de obturación en bloque es importante señalar que actualmente varias casas comerciales han sacado a la venta este tipo de resinas promoviendo la facilidad y rapidez de realizar las obturaciones.

Con los resultados de este estudio podremos conocer el comportamiento de estos nuevos materiales para poder tener un criterio certero a la hora de seleccionar el material restaurador y así lograr que no sufran demasiados cambios a la hora de colocarlos en boca.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

1.- ANTECEDENTES

Históricamente los silicatos eran los materiales elegidos para restauraciones estéticas. Después de la 2da Guerra Mundial¹ se introdujeron las resinas acrílicas activadas químicamente con un sistema polvo-líquido donde el polvo contenía partículas poliméricas de polimetil-metacrilato (PMMA) y aceleradores amina terciaria, el líquido monómeros de metil-metacrilato (MMA) e iniciadores peróxido de benzoilo y fueron divulgadas como la mejor alternativa de tratamiento, ya que presentaban buena adaptación de color y buen pulido pero poseían alta tasa de contracción de polimerización y alto coeficiente de expansión térmica además de pobres propiedades mecánicas que desencadenaban fracturas bajo esfuerzos y sufrían abrasiones. Ante las desventajas referidas, surgieron otras resinas, constituidas por una combinación de materiales insolubles entre sí.²

El desarrollo de la resina compuesta como material restaurador empezó a finales de los años 50.² La era de las resinas modernas empezó en 1962 cuando el Dr. Ray L. Bowen desarrolló la molécula Bis-GMA y posteriormente un nuevo tipo de resina compuesta de varios componentes principales:

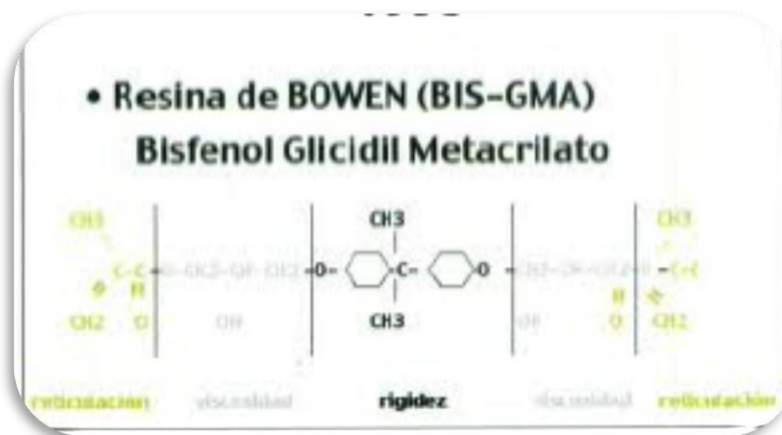


Fig. 1 Molécula de Bowen.

http://scielo.isciii.es/img/revistas/odonto/v20n1/original1_figura2.jpg

-Matriz orgánica de resinas: la molécula Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato) producto de la reacción del bisfenol A y un glicidilmetacrilato, el sistema de polimerización es a base de peróxido de benzoilo y una amina terciaria o un derivado

del ácido sulfínico paratolodietil-nolamina como activador.³ Los principales monómeros que han sido utilizados hasta el momento para la elaboración de resinas dentales, son: Metil metacrilato (MMA), Bisfenol Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), Uretano dimetil metacrilato (UDMA) y el Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA). El monómero como base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato).⁴

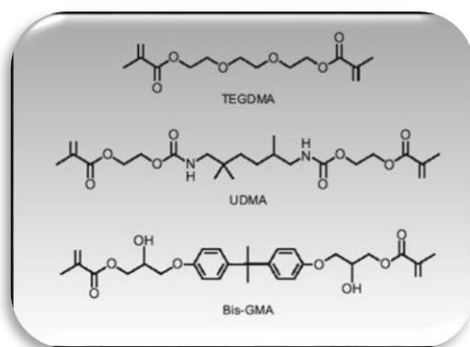


Fig. 2 Estructura química de los componentes de la matriz de resina.

<http://www.monografias.com/trabajos7/sisinf/shtml>

-Refuerzo inorgánico: este refuerzo compuesto en alta concentración de cuarzo fundido, vidrio de aluminosilicato, vidrio de borosilicato, silicatos de litio y aluminio fluoruros de Ca, vidrio de estroncio, vidrio de Zn-Zirconio aumenta las características de resistencia compresiva, tensional, dureza y resistencia a la abrasión, disminución del coeficiente de expansión así como de la contracción volumétrica de polimerización. De tamaño y de formas variables, según los productos, los más corrientes son partículas minerales, como cuarzo, silicato de aluminio, vidrio de borosilicato, vidrio de bario, cerámica, fibras de vidrio, sílice fundida, etc., cuya granulometría varía de 10 a 30 μm para los composites convencionales y de 0,1 a 0,004 μm para los microcargados; los híbridos están constituidos por una mezcla de ambos tipos de partícula. Representan entre el 70 y el 80 % en el peso de los composites, salvo para los microcargados, en los que están presentes en un 35-52% en peso³.

-Agente de conexión o de acoplamiento: es un puente de unión de las fracciones orgánico-inorgánico (relleno inorgánico y matriz orgánica). El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de

acoplamiento más utilizado es el silano.⁵El tipo de unión deberá ser fuerte de lo contrario las partículas de vidrio podrían desprenderse provocando la penetración de humedad en la interfaz. El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS).^{3, 5}

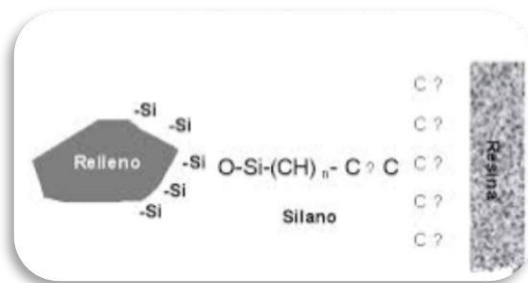


Fig. 3 Molécula de silano.

http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0001-63652008000300026&script=sci_arttext

-Sistema Iniciador-Activador de Polimerización El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En el caso de los sistemas fotopolimerizables, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas) para un estado triple, ocasionando una interacción con una amina terciaria no aromática.



Fig. 4 Molécula de la canforquinona.

El resultado inmediato de un sistema iniciador es la formación de radicales libres, que son compuestos muy reactivos por presentar electrones sin par. Cuando estos radicales libres encuentran un monómero resinoso con conexiones dobles de carbono (C=C), forma un par con uno de los electrones de la conexión doble, dejando los demás miembros del par libre igualmente reactivo ávidos para continuar la reacción. Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. Es necesario que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 600 nanómetros en el espectro de luz visible.^{5, 6}

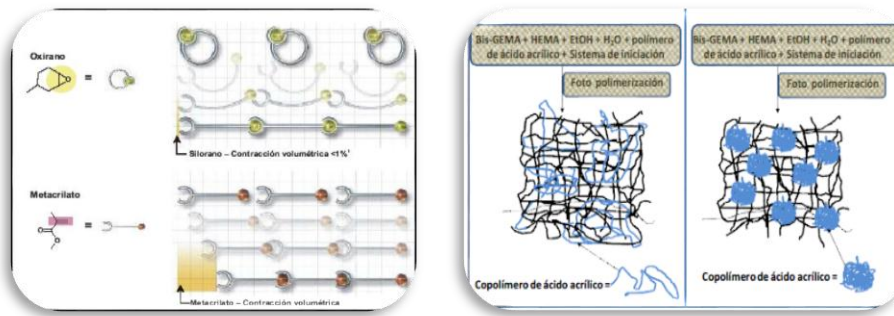


Fig. 5 y 6 Unión de los enlaces dobles de C=C.

En la década de 1970, con el surgimiento de las resinas compuestas fotopolimerizables, Michael Buonocore posibilitó un significativo adelanto a esos materiales de restauración gracias al grabado ácido, evidenciada en la década de los 80 por el desarrollo de resinas compuestas con elevada exigencia estética en dientes anteriores, y con mejoramiento de propiedades mecánicas para dientes posteriores. Por otra parte, en la década de 1990, surgieron los llamados composites universales, con recomendación de uso tanto para dientes anteriores como posteriores por la utilización de partículas de carga de menor tamaño y con mejor equilibrio entre propiedades mecánicas y resultado estético.⁷

Conte Jr. N, Goodchild J. (Junio 2013) menciona que “Aunque los materiales compuestos a base de resina han existido en la odontología por más de 50 años, la categoría de composite fluido es relativamente nuevo. A finales de 1996, se introdujo la primera generación de composite fluido y había sido diseñado para ser más viscosa que la resina compuesta, pero no tan fluido como sellador dental. Bayne y cols. escribieron de estos primeros materiales, "El éxito de los primeros productos de composite fluido era más un resultado de marketing que de propiedades especiales más allá de su fluidez”.⁸

Químicamente las resinas son polimetacrilatos complejos cargados con sustancias minerales previamente silanizadas. Incluyen cuatro componentes fundamentales (1) una fase de matriz (resina de dimetacrilato), (2) iniciadores de polimerización (se activan por medios químicos o luz visible), (3) una fase dispersa de relleno y colorantes, y (4) una fase de acoplamiento que consigue la adhesión entre la matriz y las partículas de relleno (p. ej., silanos). A menudo, se añade un diluyente como el trietilenglicol

dimetacrilato (TEG-DMA) para controlar la viscosidad y para conseguir así una resina más flexible y menos quebradiza.⁷

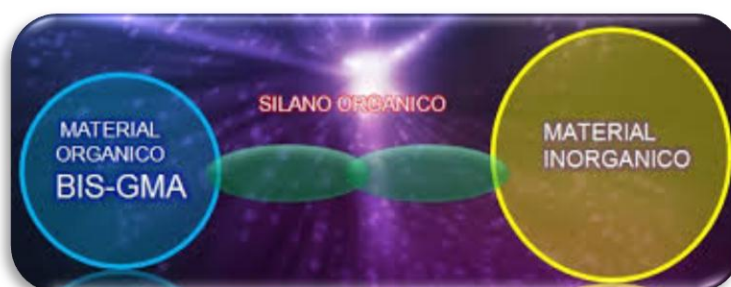


Fig. 7 Composición principal de las resinas fotopolimerizables.

Los composites son mezclas (o combinaciones) clásicas de una matriz de polímero. Se pueden describir como una fase dispersa de partículas de relleno mezclada dentro de una fase continua (matriz). La elección de un material para restaurar las caries y otros defectos deberá ser un material que ofrezca resistencia suficiente para las restauraciones de clase I y II. Los materiales del color del diente, como los composites, se usan en casi todos los tipos y tamaños de restauraciones. Dado que el composite se adhiere al esmalte y a la dentina, las preparaciones pueden ser muy conservadoras.⁹

La desadaptación y pérdida del sellado entre el material restaurador y la dentina hacen que el fenómeno de percolación marginal permita la entrada de microorganismos, fluidos, restos alimenticios, etc. provocando la irritación en el complejo dentino-pulpar. Brännstrom menciona que en la unión entre la dentina y el material de obturación se alojan y multiplican millones de microorganismos anaerobios gram positivos y gram negativos, y crean productos tóxicos, así como descomposición de alimentos que ingresan y se alojan en los túbulos dentinarios. La mayoría de los materiales tienen pobre capacidad de prevenir la contaminación bacteriana y una recurrencia de inflamación pulpar por deficiencias en el sellado del material restaurador.⁹

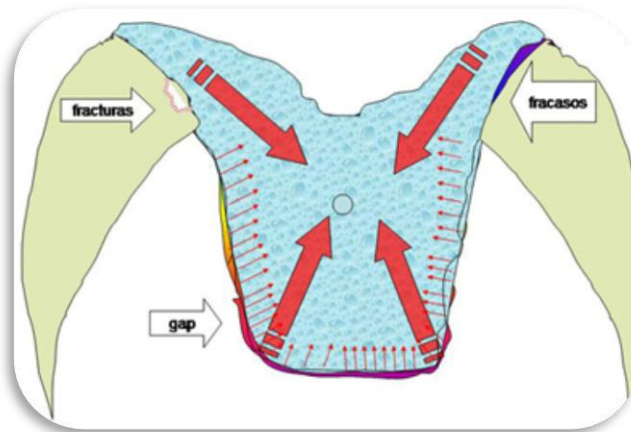


Fig. 8 Fenómenos que se ocasionan al polimerizar las resinas.

En las restauraciones de dientes posteriores, las resinas compuestas pueden restablecer forma y función, proporcionar resistencia y recuperar la estética. Su utilización debe ser cautelosa, evitando errores que pueden crear dos tipos de problemas: técnicos y de tratamiento.⁹

Las pruebas de biocompatibilidad a las que se somete un material restaurador previo a su comercialización son los que refiere la Asociación Dental Americana (ADA) en la Norma 41:⁹

- Prueba citotóxica: colocación del material en cultivos de células vivas
- Pruebas sistémicas: reacción al material en implantes de diferentes tejidos en animales vivos.
- Comportamiento del material en condiciones similares pero en dientes.

Conte Jr. N, Goodchild J. (Junio 2013) dicen “Las resinas compuestas son restauradores del color del diente que se componen de matrices de resina orgánicas y materiales de carga inorgánicos que consisten en combinaciones de propiedad de sílice, cuarzo, óxido de circonio, y resinas pre-polimerizadas. Recientemente, la categoría de los compuestos ha evolucionado en función del tipo de resina y el tamaño de relleno y ahora se incluyen híbrida, nanorelleno, microrrelleno y fluida”. Se cree comúnmente que el contenido de relleno es una característica importante que influye en la contracción volumétrica y resistencia al desgaste. La contracción de las resinas fluidas se estima en aproximadamente 3,8 % a 6,4 % y 1 % a 3 % más alto que las resinas no fluidas.⁸

1.1 EVOLUCIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

***Primera generación (macropartícula):** Fueron las primeras que salieron al mercado caracterizándose por contener la fase orgánica BIS-GMA y refuerzos en forma de esferas y prismas de vidrio, cuarzo, borosilicatos o cerámicos en un porcentaje del 70% con un tamaño de macropartícula inicialmente de 1 a 100 μ que representaba un 70-80% en peso o de 60-70% del volumen del material, después se mejoraron reduciéndolas a un rango de 8-10 μ . Su polimerización era química y dejaba superficies rugosas anclándose así pigmentos y placa bacteriana.^{5, 10}

***Segunda generación (micropartícula):** Estas resinas se caracterizaron por tener una fase orgánica (polímeros) entre 50% y 60% y un refuerzo de vidrio proporcional con una partícula de 0.04 μ posteriormente se usaron tamaños de 0.05 a 0.1 μ con dispersión coloidal permitiendo un mejor pulimento e imitando al esmalte dentinario a diferencia de las de primera generación.¹⁰

Las resinas de micropartículas permiten un mayor grado de pulimento que las tradicionales, sin embargo, presentan propiedades físicas y mecánicas inferiores, presentando de una forma general mayor sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor de elasticidad.¹⁰

***Tercera generación (partículas híbridas):** Estas resinas consisten en una combinación de partículas de macrorrelleno y microrrelleno. Los composites híbridos contienen grandes cantidades de partículas de microrrelleno o bien de partículas de microrrelleno aglomeradas esféricas (15-20% en peso), que se añaden como segundo relleno junto con las partículas de macrorrelleno a lo largo de la década de los ochenta, hasta que en los noventa se alcanzó un tamaño medio de partícula de 0,7 μ .^{5, 10}

Esta combinación de macro y micropartículas confiere propiedades únicas a los materiales, ya que mejora la transferencia de tensiones entre las partículas en el composite, mejorando con esto la resistencia de la resina.^{2, 9}

Las propiedades físicas y mecánicas de éstos materiales oscilan entre las resinas compuestas o de macrorrelleno y las de microrelleno,⁷ los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización

con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización; abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica relativamente similar al de las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior y diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.¹¹

***Cuarta generación (refuerzo cerámico):** son el tipo de resina con alto porcentaje de refuerzo inorgánico a base de vidrios cerámicos y metálicos, usándose para restauraciones posteriores.¹⁰

***Quinta generación: (técnica indirecta):** son un tipo de resinas para elaborar restauraciones para dientes posteriores procesada de forma indirecta con calor y presión o la combinación de luz, calor y presión.¹⁰

***Sexta generación (contemporánea):** este tipo de resina es considerada como resina compuesta microhíbrida por estar reforzada con grupos poliméricos (fase orgánica), una fase inorgánica de vidrios de diferente tamaño (0.6 a 1 micrómetro) de 60% o más incorporándole además sílice coloidal (0.4 micrómetros). A diferencia de las resinas de generaciones pasadas, poseen las siguientes características:¹⁰

1. Disponibilidad de colores y estabilidad duradera mimetizando la estructura dental.
2. Selección de colores mediante colorímetros.
3. Menor contracción.
4. Baja sorción de agua.
5. Buen pulido y texturizado.
6. Abrasión y desgaste igual que la estructura dental.
7. Expansión térmica cercana a la del diente.
8. Uso para sector anterior y/o posterior.
9. Diferentes grados de opacidad y traslucidez.
10. Fluorescencia y opalescencia.

Resinas de Nanorrelleno: Son las de más reciente aparición, llegando al mercado a finales del 2002, se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm,¹² contienen partículas con tamaños menores a 10 nm. (0.01µm), este relleno se dispone de forma

individual o agrupados en "nanoclusters" (unión de nanopartículas) de aproximadamente 75 nm.⁵El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas les aporta alta translucidez, pulido superior, similitud a las resinas de microrrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.¹¹

Se define como composite fluido al material de baja viscosidad capaz de ser dispensado en preparaciones pequeñas a través de agujas o cánulas (generalmente de calibre 20) y bajo contenido de relleno típicamente 20 % a 25 % menos que los materiales no fluidos. Algunos materiales son más capaz de fluir (es decir, menos viscosos) que otros, y, en general, esto está directamente relacionado con el contenido de relleno y la distribución de tamaño de partícula.⁸

Los 'nanoclusters' están formados por partículas de zirconia/silica o nano silica. Los 'clusters' son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina. La distribución del relleno (clúster y nanopartículas) muestran un alto contenido de carga de 72.5%.¹²

Las resinas compuestas translúcidas de esta generación se caracterizan por presentar un 78.5% de carga en su composición, por lo tanto, se ha logrado incrementar la resistencia y obtener una resina con mejor o similar manipulación que las resinas híbridas o microhíbridas. Al presentar un menor tamaño de partícula, podremos lograr un mejor acabado de la resina, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material con el tiempo. Además, esta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior.¹²

Otra forma de clasificar a las resinas es de acuerdo a su forma de polimerizar:

1. **Polimerización química:** resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos.
2. **Energía radiante:** activadas por luz radiante o visible son llamadas también de fotocurado.

Así mismo, de acuerdo con su porcentaje de relleno, a las resinas se les puede encontrar comercialmente como:

1.1.1 RESINAS DE ALTA DENSIDAD

Las resinas de fotocurado no son *condensables* como las amalgamas sino que ante una carga fluyen lateralmente ante la carga recibida por lo cual reciben el término de *empacables* o resinas de alta densidad.

1.1.2 RESINAS COMPUESTAS FLUIDAS

La fluidez se describe como la propiedad que permite inyectar un material a través de puntas diminutas, simplificando el proceso de aplicación y ampliando enormemente sus indicaciones clínicas. Los composites fluidos se caracterizan por tener una fórmula con un bajo porcentaje de relleno y una alta porción de monómero diluyente. Tradicionalmente estos composites han sido creados con partículas del mismo tamaño que las de los composites híbridos convencionales, pero reduciendo la cantidad de relleno, lo cual lleva a una reducción en la viscosidad del material. Sin embargo las propiedades mecánicas de los composites fluidos, tales como la resistencia a la flexión y al desgaste, son menores en comparación con las de los composites convencionales.¹³

La contracción de las resinas fluidas se estima en aproximadamente 3,8% a 6,4% y 1% a 3% mayor que resinas compuestas.¹⁴ Poseen baja viscosidad siendo las más útiles para usarse como selladores de foseas y fisuras en restauraciones preventivas; en restauraciones clase III y pequeños defectos estructurales; en casos de abfracción cervical y como forro cavitario bajo una restauración de resina compuesta en posteriores.¹⁵

Este tipo de resina casi similar a las resinas compuestas de sexta generación, posee un porcentaje menor de carga de vidrio teniendo así una viscosidad baja o fluida.

1.1.3 RESINAS COMPUESTAS PARA POSTERIORES

Vanherle, Lambrechts y Brem sugieren que los requerimientos que estos materiales deben satisfacer (emplear) para su uso en restauraciones posteriores son:¹⁰

- Biocompatibilidad: no debe ser tóxica, irritante, ni ser potencialmente alergénico o cancerígeno. En dentina profunda siempre debe de colocarse un forro de polialquenoato de vidrio o base intermedia.
- Tener resistencia a la abrasión y desgaste.

- Mantener la forma y función.
- Fácil manipulación, condensación y acabado: las resinas en este aspecto deben ser más dispendiosas y requieren un mayor cuidado siempre utilizando los instrumentos de acabado y pulimiento para así obtener buenos resultados al término.
- Buena adaptación, sellado y conservación marginal: teniendo en cuenta el grabado ácido del esmalte y el uso de imprimidores se logrará un excelente sellado marginal, partiendo siempre del principio de restauraciones conservadoras, poca extensión y controlando de manera efectiva la contracción de polimerización se lograrán obtener restauraciones efectivas.
- Ser radiopaco: la mayoría poseen una radiopacidad adecuada permitiendo el control radiográfico para observar defectos o excesos en zonas proximales.
- Capacidad estética: las resinas híbridas de fotocurado presentan colores diferentes para la mimetización y estética con el tejido dentario.
- Coeficiente de expansión térmica adecuado: debido al alto contenido de material inorgánico por la forma y tamaño de partícula se puede lograr bajos coeficientes de expansión térmica experimentados con las fórmulas convencionales y los de micropartícula.
- Baja contracción de polimerización: las resinas híbridas de fotocurado demuestran bajos valores de contracción de polimerización. No así las de polimerización química que al ser condensadas en una sola etapa desarrollan valores de contracción más altos.

El informe científico del Dr. John Kanka en 1985 analizó la dureza superficial y uniformidad de curado de 11 fórmulas de resina compuesta por medio del durímetro Bacol midiendo la dureza superficial y la capa del fondo con variables de expansión de luz obteniendo como resultado que los incrementos delgados y la proximidad de la punta activa de luz iniciando con intensidad débil y después irla incrementado hasta el máximo de 40 segundos dará mejores resultados.¹⁰

2. INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES

Con respecto a las indicaciones y contraindicaciones generales de las resinas para segmentos posteriores podemos señalar:¹⁶

INDICACIONES: El éxito que tienen las resinas compuestas es debido también a los sistemas de adhesión modificados idealmente las resinas deben ser usadas en dientes posteriores únicamente cuando la estética sea de importancia fundamental, cuando exista esmalte en todo el ángulo cavosuperficial de la cavidad y no haya contacto céntrico sobre la restauración. Otras indicaciones son:

- Cavidades clase I y II de dientes primarios, especialmente cuando falta poco tiempo para la exfoliación del diente.
- Cavidades clase I incipientes, especialmente premolares inferiores cuando no hay contacto céntrico directamente sobre la restauración.
- Restauraciones preventivas en molares.
- En cavidades de clase II conservadoras.
- Para restaurar premolares y molares vitales que después de cambios sucesivos deficientes, presentan resistencia inadecuada para amalgama.
- Restauraciones provisorias hasta que se coloquen las definitivas.
- Para restaurar dientes tratados endodónticamente.¹⁶
- Restauraciones pequeñas y moderadas, con márgenes de esmalte.
- Restauración que no tiene contactos oclusales fuertes.
- Restauración que puede ser aislada apropiadamente.
- Algunas restauraciones que pueden servir como pilares para las coronas.⁷

CONTRAINDICACIONES: bajo ninguna circunstancia se deben utilizar como sustituto generalizado de las amalgamas de plata ni en cuadrantes completos. O en los siguientes casos:¹⁰

- Cuando la estética no es un factor fundamental y la técnica elegida no produce un sacrificio exagerado de estructura sana.
- Alto índice de caries.
- Higiene bucal inadecuada y falta de cooperación del paciente.
- Cuando no hay esmalte en el margen cervical de la preparación, especialmente en cavidades clase II.¹⁶
- Bruxismo.
- Oclusión desfavorable.

- Restauraciones múltiples con gran destrucción de tejido.¹⁰
- Cuando no puede aislarse apropiadamente el campo operatorio.
- Cuando hay fuerzas de estrés oclusales fuertes.
- En las restauraciones que se extienden hasta la superficie de la raíz.⁷

En la decisión del tipo de restauración y la técnica a seguir debemos tener en cuenta los siguientes factores:¹⁰

- tipo de material. Polimérico o cerámico
- técnica directa o indirecta

En técnica directa se seleccionará siempre una resina de fórmula micro-híbrida por sus mejores características y propiedades físico-mecánicas ya que combinan la matriz orgánica con un alto contenido de carga de vidrio con tamaños de partícula coloidal de 0.04 micrómetros y vidrio de estroncio-boro-bario-silicatos-aluminio-zirconio-iterbio de 0.7 micrómetros de partícula con un contenido de vidrio de 75 a 80% en peso; proporcionando así buenas propiedades mecánicas, baja expansión térmica, menor contracción de polimerización y adecuada estética.

Actualmente alrededor del 80% de los cirujanos dentistas norteamericanos ya utilizan resinas compuestas en los dientes posteriores. Si por un lado la popularidad de estas resinas compuestas ha aumentado en los últimos años, por otro con sus limitaciones todavía no están bien definidas, las han utilizado inapropiadamente en algunos casos con resultados negativos.

3. PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Una manera de evaluar el aspecto biomecánico de las resinas es por medio de pruebas mecánicas. Estas pruebas, enmarcadas dentro de parámetros de la física aplicada a la odontología, determinan variedad de fuerzas estáticas y dinámicas a que son sometidas las resinas en la cavidad oral, como resultado de la acción fisiológica de los músculos del sistema estomatognático.¹⁷

El término propiedades mecánicas se define como las respuestas medibles tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles), bajo la influencia de fuerzas externas, denominadas cargas. Se denomina fuerza a cualquier

acción o influencia capaz de modificar el estado de movimiento de un cuerpo, es decir, de imprimirle una aceleración. Las fuerzas pueden actuar de distinta forma en un cuerpo, produciendo efectos diversos, por lo que se pueden describir diferentes tipos de fuerzas, según el efecto que generan sobre un cuerpo.¹⁸

Para facilitar su comprensión, las propiedades que frecuentemente se estudian a las resinas son:

- Resistencia a la flexión y módulo elástico: La resistencia a la flexión de los materiales se correlaciona con su módulo de elasticidad, de tal forma que si la primera es alta el módulo de elasticidad lo será también. La resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura.¹⁹ El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material.⁵ De acuerdo con Veranes y cols. (2003), el módulo elástico debe ser similar al material a sustituir, el módulo elástico del esmalte (45 GPa.) es superior al de la dentina (18 GPa.), o sea la dentina es más flexible, favoreciendo de esta manera la absorción de esfuerzos. El módulo elástico adecuado de una resina es el que más se aproxima al de la dentina.¹⁹ Las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.²⁰
- Contracción de polimerización: Silva y cols. (2008), sostienen que a mayor cantidad de partículas de carga inorgánicas, menor será la contracción de polimerización, pero será más difícil de pulir. De esta manera, la contracción de polimerización es una propiedad relacionada directamente con la cantidad de carga inorgánica, así las resinas fluidas y microparticuladas presentan mayor contracción de polimerización por su cantidad menor de carga.²¹ De acuerdo con Rodríguez y cols. (2008), es el mayor problema presente en las resinas compuestas ya que los monómeros de la matriz de resina se encuentran separadas antes de la polimerización a una distancia promedio de 4 nm. Al polimerizar la resina establece uniones covalentes entre sí reduciéndose la distancia a 1.5 nm, este acercamiento provoca una reducción volumétrica del material. En la contracción de polimerización se generan fuerzas internas que se transforman en tensiones cuando el material está adyacente a la superficie dentaria.²²

- Profundidad de curado: actualmente se sabe que para que la fotopolimerización se lleve a cabo en forma correcta se deben respetar algunos criterios físicos conocidos, como la potencia de la fuente lumínica o su longitud de onda, el tiempo de irradiación y el conocimiento de las distintas situaciones clínicas, como la distancia entre la superficie del composite y la fuente de luz. En odontología esta energía es aportada por moléculas iniciadoras que forman parte de la familia de las dicetonas, sensibles a la luz azul y más precisamente a una longitud de onda ubicada entre 390 y 490 nm. La dicetona más utilizada en odontología es la canforoquinona (CQ), que tiene una zona de sensibilidad en el espectro de luz visible, alrededor de los 470 nm (± 20 nm).¹⁵
- Sorción acuosa: Es la cantidad de agua adsorbida en la superficie y absorbida por la resina y la expansión higroscópica se relaciona con esta sorción. La incorporación de agua causa solubilidad de la matriz fenómeno denominado degradación hidrolítica, por lo tanto, este fenómeno es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno menor es la sorción de agua, hecho observado en resinas híbridas.⁵
- Microfiltración: paso de bacterias, sustancias fluidas, químicas y moléculas entre el diente y el material de restauración.²³

3.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO ELÁSTICO

La resistencia a la flexión corresponde a la rigidez de un material y su capacidad para resistir la deformación. El tres de flexión es el que se da en tres puntos descrito por la ISO 4049, es el más utilizado y permite evaluar simultáneamente la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad. El módulo elástico se refiere a la rigidez de un material y su capacidad para resistir la deformación. Si la resina fluida se coloca en un espacio confinado y luego se contrae durante la polimerización, el estrés se desarrollará. De acuerdo con la ley de Hooke, la tensión está determinada por la rigidez de un material cuando se somete a una tensión dada. En este caso, las tensiones de contracción se transfieren a la estructura dental circundante debido a que el módulo elástico del diente es mucho mayor que el material de restauración.⁸

Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio, un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo será más flexible.⁵ Las resinas con un alto porcentaje de carga de vidrio tienen un alto valor de módulo elástico; por ejemplo, dos resinas podrán tener el mismo valor de contracción pero la que sea más rígida generará mayor fuerza tensional. El contenido, tamaño y distribución de las partículas de relleno tienen gran influencia en las propiedades físico-mecánicas de estos materiales. La fracción en volumen de los rellenos y el nivel de carga en las resinas está relacionada con la resistencia del material, el módulo elástico y como tal con la resistencia a la fractura. La resistencia al desgaste de las resinas compuestas se ha mejorado significativamente con la disminución del tamaño promedio de las partículas y el incremento de la carga de relleno.¹⁴

Los factores que más influyen en las propiedades mecánicas de un material son su contenido de relleno, el tamaño de las partículas, su distribución y las interacciones entre el relleno y la matriz, siendo el contenido en volumen del relleno la propiedad que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo de elasticidad, así como con su resistencia a la fractura.²⁴ En las cavidades de clase II el módulo de elasticidad debe ser lo suficientemente alto como para soportar las deformaciones y evitar la fractura de las cúspides.²⁵

En el artículo de Salerno M, Derchi G, Thorat S, y cols. (2011) reportan como resultados que “Vertise, Filtek XT y SureFil SDR tuvieron una rigidez similar a la resina Venus Diamond de consistencia no fluida, mientras que Venus Diamond Flow se comportó como el composite fluido más dócil, mostrando una adhesión rígida intermedia. El análisis de grano en las imágenes al microscopio de barrido confirmó que la regla general de las propiedades mecánicas mejoran con el aumento de carga de relleno, con la notable excepción de Vertise Flow que muestra el módulo y dureza tan alta de $9,1 \pm 0,6$ y $0,43 \pm 0,03$ GPa, respectivamente, para una carga estimada de sólo ~ 40 % en volumen.²⁶

Los materiales que presentan mayor módulo de elasticidad son aquellos que suelen poseer mayor cantidad de carga: resinas compuestas híbridas, microhíbridas, condensables, etc. Al añadir más carga (con la intención de disminuir la contracción de polimerización y mejorar la resistencia al desgaste), el fabricante también aumenta las propiedades mecánicas y, entre ellas, la rigidez (módulo de elasticidad).

Consecuentemente disminuye la capacidad de estos materiales para absorber deformaciones durante la polimerización, constituyéndose en una fuente de mayores esfuerzos durante el proceso.

La resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad son significativamente mayores en los materiales compuestos microhíbridos, mientras que los materiales compuestos nanohíbridos exhiben una significativa menor rugosidad superficial. Los compuestos que contienen partículas esféricas muestran mayores propiedades de flexión y bajos valores de rugosidad en comparación con composites de partículas irregulares. Por lo tanto, estos resultados no apoyan la premisa de que los compuestos nanohíbridos ofrecen propiedades mecánicas similares a los microhíbridos, además de un mejor acabado superficial.⁵

El endurecimiento de un polímero ocurre por el enlace de moléculas que, después de unirse, ocupan un volumen menor que el inicial.¹ De acuerdo con el Dr. Markus Lenharn (Ivoclar-Vivadent) y los estudios de Davidson, Felizer y Sakaguchi las resinas siempre tendrán tres fases:

1. Fase pre-gel o inicial donde la resina se encuentra en estado fluido o viscoso. Inicialmente la masa de resina compuesta comienza a tornarse viscosa, pero todavía puede salir y cambiar de forma. Durante esta fase, la contracción del material no produce consecuencias mayores, ya que la disminución del volumen es fácilmente compensada por el exceso del material que todavía puede distribuirse y ocupar el volumen de la cavidad.¹
2. Fase de gel donde se conforma la macropartícula de polímero y ya no fluye. En la secuencia, el proceso de polimerización continúa y se forman moléculas mayores del polímero, transformando la masa en un material sólido. El movimiento o difusión de las moléculas queda perjudicado y cualquier disminución del volumen sólo ocurrirá si se someten las regiones donde la resina está adherida a una tensión.¹
3. Post-gel o estado rígido continuándose la contracción de polimerización. La unión con las paredes laterales generará una alta tensión de contracción. Las resinas necesitan polimerizarse para adquirir sus propiedades; cuanto más se polimerizan mejores propiedades adquieren. Pero lamentablemente, cuanto más

se polimerizan más se contraen. Y cuanto más se contraigan durante esta fase, más van a someterse a tensión las superficies adheridas.¹

Dentro de ciertos límites, cuanto más rápidamente ocurran las fases iniciales de polimerización (pre-gel), más intensivamente surgirán los efectos negativos de la contracción de polimerización.¹ En algún momento durante la reacción de polimerización, una fase de gel se alcanza y se crea un módulo elástico.⁸

Los recientes avances en la tecnología de los monómeros han dado paso a una nueva categoría de llenado en bloque en composites fluidos que están diseñados para abordar las deficiencias de los productos convencionales. La nueva categoría de mayor llenado en las resinas fluidas promueve el uso eficaz de incrementos de 4 mm y la disminución de tensiones de contracción generada durante la polimerización. En 2009, fue introducida la primera resina fluida de llenado en bloque, SureFil ® SDR flow ® (DENTSPLY Masilla). Actualmente, seis composites fluidos para el llenado en bloque están en el mercado de los EE.UU.: la SureFil SDR flow, Filtek TM bulk flow (3M ESPE), Venus ® Bulk Flow (Heraeus Kulzer), la base de x-tra (Voco), Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) y Sonic Fill (Kerr).⁸

La información proporcionada por el fabricante de SureFil SDR Flow con respecto a la composición química indica que la matriz de resina orgánica consta de un dimetacrilato de uretano de patente registrada con grupos fotoactivos incorporados capaces de controlar la cinética de polimerización.⁸

3.2 ENCOGIMIENTO DE POLIMERIZACIÓN

Los materiales de resina o composite se contraen al endurecerse. A esto se le llama contracción de polimerización. Este fenómeno no puede evitarse por lo cual se han de incorporar importantes técnicas a los procedimientos clínicos.²⁷

La contracción de las resinas fluidas, a pesar de los avances significativos, sigue siendo un reto capital a los dentistas restauradores. En un escenario del peor caso, la contracción puede poner en peligro el éxito de la restauración y contribuir a un mal sellado marginal, la microfiltración, la microfractura, y la caries recurrentes. Después de que el composite fluido se coloca en la preparación de la cavidad, y antes de la polimerización, los monómeros constituyentes se unen de forma débil con la energía potencial mínima.⁸

La contracción de polimerización no suele causar serios problemas en preparaciones que abarcan todos los bordes de esmalte a nivel de la corona. Sin embargo, cuando una preparación dentaria se ha extendido a la superficie de la raíz, la contracción suele causar la formación de una brecha marginal en la unión del composite con la superficie de la raíz. La polimerización puede reducir la contracción gingival, pero no la elimina, al colocar una cuña de plástico que actué como una prolongación óptica combinándola con la aplicación gradual de resina en la preparación cavitaria.⁷

La contracción lineal de polimerización es aproximadamente del 0,4-1,6%. Los materiales comerciales se contraen un 2-5% de su volumen al fraguar. La mayor parte de los fracasos como reincidencia de caries, dolor post-operatorio, pigmentaciones o microfracturas, se debe a la contracción de polimerización. Esta contracción volumétrica depende de la densidad del material: cuanto mayor es el porcentaje de peso del relleno, menor es la contracción volumétrica.⁷ La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros.⁶

Durante la polimerización de los metacrilatos, ocurre una conversión de los grupos monómeros en polímeros, uniéndose las unidades monoméricas entre sí por medio de enlaces covalentes, que generalmente no alcanza el 100% de conversión. La contracción volumétrica que sufre la resina a base de metacrilato durante el curado oscila entre el 1,35 y el 7,1%, para los materiales de restauración y entre un 2,5 y un 4% para los cementos. Como regla general, podemos decir que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica.²⁸ De momento sigue siendo aceptado 2mm como el grosor máximo de material a fotopolimerizar, tanto por contracción como para asegurar una profundidad de curado completa del material.²⁹ El polímero en su parte más superficial presenta la denominada capa inhibidora de oxígeno, esta capa no polimeriza en su totalidad permitiendo así la unión entre las capas subsecuentes de resina.²⁸

Ilie y Hickele estudiaron la resina SureFil SDR flow en comparación con otros compuestos y encontraron que el estrés de contracción generado por SureFil SDR Flow fue de 1,1 MPa. frente al 5,3 MPa y 6,5 MPa de Esthet -X ® (DENTSPLY calafatear) y

Filtek Supreme Plus Flow (3M ESPE), respectivamente. Los autores teorizaron que las propiedades para aliviar el estrés de SureFil SDR Flow, en parte, fueron el resultado de una fase de gel retardado y polimerización más lenta que permite un mayor flujo.⁸

Comparando el proceso de polimerización de los siloranos que es otro tipo de resina, ocurre a través de una reacción de apertura de anillo catiónica que resulta en una menor contracción de polimerización, a diferencia de las resinas basadas en metacrilato que se polimerizan a través de una reacción de adición de sus enlaces dobles.¹⁴ Para comprender la causa de los problemas de contracción, tenemos que admitir la premisa de que el proceso de endurecimiento de un polímero ocurre por el enlace de moléculas que, después de unirse, ocupan un volumen menor que el inicial.

Burgess J, y Cakir D. mencionan que “Los estudios clínicos que evalúan el uso de resina compuesta fluida bajo restauraciones de composite altamente cargados no muestran un mejor desempeño clínico. Otro método aumenta el contenido de relleno del material compuesto, lo que disminuye la contracción mediante la reducción del contenido de monómero y tiene el beneficio adicional de mejorar la resistencia al desgaste. Sin embargo, el aumento de la carga aumenta la rigidez de material compuesto, reduce el flujo, y aumenta la tensión desarrollada durante la polimerización. Los intentos de controlar la tensión de contracción mediante el uso de diversas técnicas de fotopolimerización no han sido clínicamente exitosos; no se observó reducción en la tinción marginal o la mejora en la adaptación marginal en varios estudios clínicos.”³⁰

El menor peso molecular de las resinas añadidas hace que la capacidad de fluir de la mezcla mejore y la mayor cantidad y movilidad de los grupos activos que se favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización, lo que mejora las propiedades del producto final. Pero la consecuencia indeseable es que el porcentaje de contracción aumenta, porque deben acercarse más moléculas entre sí, las moléculas son más pequeñas, lo que aumenta el número de dobles enlaces C=C por unidad de volumen y el grado de conversión aumenta, porque mejora la movilidad de los monómeros.⁵

En el caso del despegue de la interfase diente-restauración, podemos detectar el dolor posoperatorio en una fase más inicial; el decoloramiento marginal, recidiva de caries y pérdida de la vitalidad pulpar aparecen a largo plazo, dependiendo de factores como puede ser el tamaño de la cavidad. En el caso de fracturas de la superficie dental,

podemos tener, además del dolor posoperatorio la fragilidad de la estructura dental; el porcentaje de contracción de polimerización como el módulo de elasticidad del material influyen en el resultado final del esfuerzo generado en la interfase diente-restauración. La contracción del composite depende de la fracción volumétrica (porcentajes relativos de relleno y resina) de la resina polimerizable, de su composición y del grado de culminación de la reacción de fraguado.⁷

Pueden reducirse los esfuerzos internos en las restauraciones sometidas a grandes fuerzas de contracción perjudiciales p. ej., preparaciones clase I con un elevado factor C, con el uso de: 1) polimerización de baja potencia, en vez de fotopolimerización con luz de alta intensidad; 2) adiciones graduales para reducir los efectos de la polimerización, y 3) un fondo antiestrés, como un adhesivo dentinal de relleno, composite fluido o IVMR (ionómero de vidrio modificado con resinas).

Algunos estudios han demostrado disminución de la microfiltración cuando se utiliza un composite fluido como revestimiento en el margen gingival, mientras que otros han desalentado la práctica. Algunas investigaciones han llegado a la conclusión de que la localización del margen gingival, ya sea por encima o por debajo de la unión cemento-esmalte es el factor más importante para determinar el mejor material de restauración para usar. En estos estudios, el cemento de ionómero de vidrio ha sido sugerido debido a sus propiedades de adhesión y falta de contracción sobre composite fluido para evitar la microfiltración.⁸

Si estamos trabajando con un material fuera de boca es decir, con técnica indirecta, la contracción del material no causa grandes problemas, ya que pueden compensarse por el técnico; el mayor problema está relacionado con el desarrollo de esfuerzos y deformaciones durante el proceso de polimerización dentro de la cavidad preparada para recibir el material restaurador directo.¹

Una clara contracción del compuesto por la polimerización puede dar lugar a dos secuelas: 1) la contracción del compuesto puede colocar a las cúspides en una situación de tensión, alertando el equilibrio líquido en los túbulos de la dentina o 2) por la misma contracción puede separar la base protectora de la interfase con la dentina, provocando una separación por contracción.³¹

En la investigación realizada por Burgess J y Cakir D, con diferentes resinas señalan en sus conclusiones que “ningún resina compuesta es perfecta hasta la fecha, y detalla algunas de las ventajas e inconvenientes de las resinas compuestas de baja contracción. Aunque SureFil SDR flow tiene 3,1 % en volumen de la contracción de polimerización, puede reducir el estrés marginal por el aumento de su fluidez durante su llenado en bloque de 4 mm en dientes posteriores y que debido a su desgaste significativo, SureFil SDR se debe cubrir con una resina compuesta resistente al desgaste en las zonas oclusales. Filtek LS tiene el mayor desgaste de todas las resinas compuestas de baja contracción, así como la menor contracción de polimerización (menos de 1%); debido al silorano en su composición química, Filtek LS requiere un agente adhesivo de auto-grabado para unir a la estructura dental. N' Durance tiene baja contracción (1,2 % en volumen), alta resistencia al desgaste, brillo superficial elevado (buena capacidad de pulido), junto con una buena textura, estabilidad de color y resistencia a las manchas.”³⁰

La contracción total y los esfuerzos que generan a su alrededor los composites son el resultado del efecto combinado de la contracción de todas las capas graduales y de la deformación de la estructura dental circundante en la restauración final. Cuando la restauración está en contacto con la cavidad la contracción de polimerización de cada capa de obturación deforma ligeramente la cavidad. No obstante, se sigue pensando que la aplicación gradual de capas es la mejor manera de prevenir los esfuerzos internos por los composites.⁷

3.2.1 FACTOR DE CONFIGURACIÓN GEOMÉTRICA –FACTOR C– Y SU RELACIÓN CON LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN, Y EL ESFUERZO GENERADO

La reacción de polimerización parte de la formación de radicales libres por la acción del activador (luz) y el iniciador químico *canforquinona* para efectuar la apertura de los enlaces dobles en los monómeros de la matriz orgánica, iniciando así la cadena polimérica lineal y luego cadena cruzada tridimensional con la consiguiente evolución de calor y la contracción de la resina.¹⁰

Las resinas compuestas cuando se encuentran en una superficie no atractiva ni reactiva polimerizarán libremente con una contracción centrípeta. Cuando la resina se encuentra en una superficie atractiva energéticamente la resina polimeriza hacia la superficie.

Davidson y cols, describieron el *factor de configuración geométrica* o conocido también como *factor C* relacionado con el patrón de contracción de una resina al polimerizar y se calcula de la siguiente manera:¹⁰

Factor C = número de superficies contactantes dividido por número de superficies libres
ej. Clase I = 5 superficies para adherir / 1 superficie libre teniendo como consecuencia un efecto contraproducente en la contracción de polimerización. Por el contrario en una Clase IV será favorable el factor C, así como en cavidades combinadas tales como clase II y compuestas.¹⁰

Según Feilzer y col., cuanto mayor sea el factor C (es decir, cuanto mayor sea el número de superficies unidas), mayor es la tensión generada (por ejemplo, Clase I, Clase II). A la inversa, una cavidad con una mayor proporción de superficies no adherentes debería resultar en tensión de contracción inferior (por ejemplo, Clase III, Clase IV). Los resultados de dos estudios recientes también han sugerido que la profundidad de la cavidad y el diámetro puede afectar la tensión de contracción y la microfiltración. Los autores llegaron a la conclusión de que si se desean técnicas de relleno en bloque para la restauración de cavidades con alto factor-C, el dentista debe considerar los materiales de baja tensión para evitar la microfiltración. Estas conclusiones parecen alinearse con las conclusiones de Rogendorf y cols, que dijo que la mayor parte de relleno de resina fluida de baja contracción puede ser utilizado en una técnica de sándwich abierto y sin un impacto negativo en la integridad marginal.⁸

Cuando las resinas polimerizan en contacto con paredes laterales, si esta unión es débil la contracción provocará el desprendimiento y apertura lateral permitiendo la filtración a nivel marginal. Si por el contrario la unión es fuerte se generara tensión ocasionando una deflexión o microfractura en el tejido dental ocasionando una tensión de aproximadamente 15 MPa. ocasionando sensibilidad post-operatoria.¹⁰

La resistencia a la abrasión de las obturaciones en dientes posteriores es todavía un problema debido a las grandes diferencias interindividuales. Para la mejor obturación en dientes posteriores puede comprobarse una abrasión de 100µm en un paciente, mientras que el mismo composite en el ambiente oral normal solo se desgasta 10µm por año ocasionando a lo largo de los años elongaciones en los dientes o reducción de la altura oclusal.

La regla para restaurar regiones posteriores es escoger materiales con contracción mínima, alta resistencia a la abrasión y óptima textura superficial. Para las dos primeras condiciones es necesario una alta proporción de relleno. Las partículas de relleno no deben ser demasiado pequeñas ya que de lo contrario requieren mucha resina. Al mismo tiempo, con las partículas mayores aumenta igualmente la rugosidad de la superficie. De ello se deduce que las partículas no deben ser mayores de $1\mu\text{m}$ y la proporción de relleno será del 65% en volumen o más.

Tanto el porcentaje de contracción de polimerización como el módulo de elasticidad del material influyen en el resultado final de la tensión generada en la interfaz diente-restauración. Según Aarnts y cols (1999), existe una fuerte correlación entre el módulo de elasticidad y el esfuerzo causado en la unión adhesiva, mayor aún que la correlación entre el porcentaje de contracción volumétrica y el estrés.¹

3.3 SORCIÓN ACUOSA Y SOLUBILIDAD

La molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Veranes y cols, (2003) sostiene que la absorción de agua del medio bucal, es inherente a la matriz monomérica y que la entrada de agua en la matriz provoca un distanciamiento de la red polimérica, dándose una expansión higroscópica (0,09 – 0,72%), esta absorción afecta las propiedades físico mecánicas de la resina, al causar la degradación hidrolítica de la matriz, o derivándose en la separación de la matriz y las partículas de relleno.¹⁹

Los composites con menor cantidad de relleno presentan un mayor grado de sorción acuosa que las resinas con mayor porcentaje de carga.¹⁸ Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietilen-glicol dieter dimetacrilato) han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad.⁵

3.4 PROFUNDIDAD DE CURADO

El uso de las resinas para la restauración de dientes posteriores se ha ido incrementando en los últimos años como alternativa a la amalgama. La limitación de su uso en el sector posterior radica en sus insuficientes propiedades mecánicas. El contenido de relleno, tamaño y distribución de las partículas de relleno no tienen gran influencia en las propiedades físico-mecánicas de estos materiales, sin embargo, la fracción en volumen de los rellenos y el nivel de carga en los composites está relacionada con dichas propiedades.³⁷

En el artículo de Flury S, Hayoz S y cols, reportan los resultados de su estudio con respecto a la profundidad de curado en resinas convencionales y en bloque entre ellas SureFil SDR Flow y señalan que “la profundidad de curado varió entre 1.76 y 6.49 mm, el espesor de material que muestran la más alta profundidad de curado a llenar. La profundidad de curado determinada por los perfiles de microdureza Vickers varió entre 02 y 4,0 mm. El perfil de microdureza Vickers fue menor que la profundidad de curado para todos los compuestos de resina excepto FiltekSilorane.”³⁸

3.5 MICROFILTRACIÓN

Durante mucho tiempo la integridad y la duración de un buen sellado marginal han sido parte de la investigación para lograr un buen desempeño en los materiales de restauración estéticos dentro de la cavidad bucal, ya que la gran cantidad de bacterias, fluidos y moléculas o iones que logran pasar entre la pared de una cavidad y la restauración, provocaran con el paso del tiempo en las condiciones mencionadas una reincidencia de caries, definiendo a este fenómeno como microfiltración o filtración marginal y es dado por un sellado marginal comprometido, ocasionando movimientos hidrodinámicos de fluidos dentro de los túbulos dentinarios subyacentes y con el paso del tiempo una dolorosa hipersensibilidad térmica y osmótica así como los problemas inflamatorios subsecuentes del tejido pulpar.³²

Con excepción de aquellos sistemas que se basan en el poli (ácido acrílico) y posibles agentes de unión dentaria ningún material de restauración tradicional en odontología proporciona adhesión a la estructura dentaria. Siempre existe un espacio microscópico entre la restauración y la cavidad preparada. El uso de radioisótopos colorantes y rastreo

con microscopio electrónico y otras técnicas muestran que los tejidos y residuos bucales son capaces de penetrar libremente por la interfase entre la restauración y el diente.²⁷

Es obvio que en la microfiltración, la penetración mayor de ácidos y microorganismos sirve como factor precursor a la caries en los márgenes de la restauración. La acumulación de estos residuos en esa zona también fomenta la posibilidad de una presencia de pigmentaciones y cambios de color; esto lo causan dichas sustancias o sus productos de degradación.²⁷ La armonía óptima y la forma anatómica correctas son atributos que se dicen cuando una restauración quedó bien al finalizar el tratamiento. Sin embargo, otras dos condiciones deben lograrse y éstas se vinculan no con el material restaurador en forma independiente sino con la relación que se establezca entre él y la estructura dentaria remanente.³²

Entre ambos sustratos debe existir una relación que no permita que los componentes del medio bucal (líquidos, iones y microorganismos) se introduzcan en esas interfaces para lo cual deberá existir un buen sellado marginal. La superioridad de ciertos tipos de materiales para reducir la sensibilidad se atribuye a su capacidad de adaptarse mejor a la estructura dentaria y con ello reducir la microfiltración. Lograrlo implica establecer una unión entre el material y la superficie dentaria que no deje espacios o brechas, y aun no es posible lograr dicho sellado. La microfiltración es sin duda una fuente cierta de sensibilidad posoperatoria.¹⁰ La falta o deficiencia de sellado en la interface deja a los túbulos con extremidades libres (abiertas por el acondicionamiento ácido) y desobstruidas, hecho que desencadena un flujo de fluidos generalmente por diferencias de gradiente en contacto directo o indirecto con el medio externo.³³

A pesar de todo esto, los intentos para controlar este efecto con técnicas como la inserción incremental de las capas o de laminado de resina, la colocación de una delgada capa de ionómero de vidrio en las paredes o una buena manipulación del material han hecho que la microfiltración se pueda controlar y resistir la deformación.³⁴ Además, también algunas de las propiedades físicas de los materiales resinosos ayudan a controlar la microfiltración, tal es el caso de algunas que al absorber agua tienen una expansión higroscópica que compensa los efectos de la contracción de polimerización sellando de tal manera la interface si se le coloca mayor cantidad de material orgánico pero con la desventaja de ser poco resistente al desgaste.³⁵

El sellado deberá mantenerse, incluso, frente a cambios físicos y químicos que se producen en el medio bucal. La estabilidad térmica del material (coeficiente de variación dimensional térmica diferente al del tejido dentario) puede ser de importancia.⁹ La estructura dentaria y las restauraciones están expuestas de manera continua a alimentos y bebidas frías y calientes. La fluctuación instantánea de la temperatura durante el curso de una comida normal puede ser hasta de 65°C. La conductividad térmica y coeficiente de expansión térmica de los materiales de restauración son factores a considerar ya que pueden alterar la preservación de la salud pulpar así como incrementar la tracción que se producen por los cambios térmicos.²⁷

El uso de técnicas adhesivas como el grabado ácido del esmalte y los sistemas de adhesión, han reducido la posibilidad de una microfiltración y la pérdida de la estética en un material del color del diente.³⁶ Pero si la filtración es intensa, hay proliferación bacteriana en la restauración y las paredes cavitarias incluso en los túbulos dentinarios provocando que los productos tóxicos liberados por los microorganismos irriten continuamente el tejido pulpar. Algunos estudios hacen pensar que el fenómeno de microfiltración es la causa principal de una patología pulpar asociada con ciertos materiales de restauración, así como las características biológicas del material.²⁷

La contracción volumétrica producida por la polimerización libre es directamente proporcional a la cantidad de oligómero y de diluyente. Esta contracción crea esfuerzos durante la polimerización de hasta 130kg/cm² entre el composite y la cavidad del diente. Debido a ello, los composites de partículas finas solo se contraen un 1-1.7%, mientras que los de partículas microfinas se contraen un 2-3%. Este esfuerzo deforma considerablemente la unión entre el composite y el diente, formando un resquicio marginal mínimo por el que puede filtrarse la saliva. Esta tensión puede llegar a superar la resistencia a la tracción del esmalte y producir grietas a nivel de la unión. La posibilidad de este tipo de fallos es aún mayor en los composites de microrrelleno, ya que presentan un mayor porcentaje de volumen de polímero y la contracción de polimerización es mayor. Se puede limitar el efecto neto de la contracción de polimerización utilizando una técnica de inserción gradual por capas del material fotoiniando y polimerizando por separado cada una de esas capas, lo que permite que cada capa se contraiga ligeramente antes de aplicar las siguientes capas.

Clínicamente, la microfiltración se vuelve importante cuando se considera que la irritación pulpar es provocada más probablemente por bacterias que se filtran, que por la toxicidad química de los materiales que son ocupados como restauración. La propia capa de barrillo dentinario puede servir como camino para la microfiltración a través de los nanocanales de su centro. Investigaciones más recientes han demostrado, además, la presencia de poros del tamaño de nanómetros por debajo o dentro del área de interdifusión resina-dentina, a pesar de la presencia de márgenes de restauración sin brechas. Unir la resina a una preparación con márgenes de superficie cóncavos en el esmalte todavía es la mejor forma de evitar microfiltraciones.³⁶

La investigación reciente de Nazari A, Sadr A y cols, (2013) reportan que “las pruebas Kruskal-Wallis ANOVA y Mann-Whitney U revelaron valores significativamente diferentes ($p < 0,05$) de VF (frecuencia de vacío) y VV (volumen de vacío) entre los materiales compuestos estudiados. Se detectaron huecos que van desde 35 a 785 μ m de diámetro en tomografías OCT (optical coherent tomography). Clearfil Majesty LV (MJ; Kuraray), mostró valores más altos de VF y VV seguidos por MI Flow (MW; GC); pero MI Fil (ML; GC), Beautifil Flow Plus (BF; Shofu), Palfique Estelite Low Flow (EL; Tokuyama) y SureFil SDR Flow (SF; Dentsply) no mostraron diferencias significativas. El volumen de relleno en los composites mostró una correlación positiva con la formación de huecos, pero la fluidez no mostró una tendencia específica. La evaluación Micro-CT (microtomografía computarizada) validado el cálculo de VF y VV, con una correlación significativa en el tamaño de vacío ($p < 0,001$, $r = 0,94$).”³⁹

La nanofiltración es la difusión de iones o moléculas dentro de la capa híbrida en ausencia de formación de brechas (gaps) o hendiduras. Descrita inicialmente por Gwinnett y Kanka en 1992, este fenómeno se ha observado al exponer las restauraciones a nitrato de plata, luego de seccionarlas y observarlas con microscopía electrónica de barrido y de transmisión, estas observaciones revelan la existencia de canales del orden de 10 a 20 nm, a lo largo de las paredes dentinales, aparentemente cuando no se forman Tags o interdigitaciones de retención de resina en toda la extensión de superficie dentinal. Este fenómeno se genera cuando el adhesivo no penetra a través de toda la extensión de dentina desmineralizada o cuando la polimerización de la resina es deficiente dando como resultado disminución del fenómeno adhesivo. La difusión del adhesivo también puede verse dificultada por la presencia de agua alrededor de las

fibras colágenas que puede favorecer la hidrólisis de dichas fibras y la degradación de los monómeros del adhesivo.³

Generalmente, para las restauraciones posteriores en cavidades no muy extensas se utilizan composites fotopolimerizables debido a que son resistentes al desgaste oclusal, llegan a tener una apariencia similar al diente natural, son fáciles de manipular dentro del consultorio y se puede controlar un poco más la contracción. A diferencia de las resinas autopolimerizables, que se contraen hacia el centro geométrico, las resinas fotopolimerizables lo hacen hacia la fuente de luz. La parte del composite que está más cerca de la luz fragua primero, retrayendo el composite y alejándolo del margen gingival. Este fenómeno da lugar a filtraciones, especialmente si la restauración termina sobre la dentina o el cemento. Cuando se produce este fenómeno, el composite se adhiere peor al esmalte cervical que al esmalte oclusal.⁷

3.5.1 TÉCNICA PARA LA OBTURACIÓN

Todo dentista desea poder rellenar rápidamente con resina la cavidad, como se hace en las restauraciones de amalgama; de momento eso no es posible sin una pérdida importante en la calidad de la restauración. Las técnicas de relleno buscan encontrar la forma de que la resina polimerice siempre en porciones con factor C más favorable.¹

Conte Jr N y Goodchild J, señalan que “Se han propuesto técnicas de llenado incrementales como un medio para reducir la tensión de contracción de las restauraciones de composite, sin embargo, recientemente ha habido desacuerdo entre los autores sobre esta cuestión; Versluis y col. y, Abbas y col. demostraron que la deformación y deflexión cuspídea podrían reducirse al mínimo cuando se utilicen técnicas de llenado a granel. Por otro lado Lee y cols y Park y cols demostraron que las técnicas de relleno adicionales deben ser utilizados para mitigar la contracción de polimerización y la deformación de las cúspides. Pese a conclusiones diferentes, son generalmente recomendadas las técnicas de llenado incrementales y los dentistas pueden elegir de esta manera restauraciones compuestas sobre la base de factores adicionales tales como la profundidad aceptable de curado, la adaptación adecuada, y la formación del enlace adecuado.”⁸

De acuerdo a lo reportado en la literatura, el material debe ser aplicado en incrementos de 2mm y fotopolimerizado adecuadamente (20 a 40segundos, dependiendo el color de

la resina) esto determinado por el fabricante. Los incrementos deben colocarse cuidadosamente, es decir, primero un incremento debe ser polimerizado contra una pared y solamente después el segundo incremento debe ser colocado y curado. El material debe ser condensado con instrumentos específicos, en los que no se adhiera la resina compuesta, posibilitando facilidad en su uso.

Todos los composites fluidos se encogen y se someten a tensiones de polimerización. La nueva categoría de llenado mayor o en bloque en las resinas fluidas promueve el uso eficaz de incrementos de 4 mm, disminuyendo las tensiones de contracción generadas durante la polimerización.⁸

Con base en estudios de laboratorio algunos métodos de aplicación incremental fueron propuestos para minimizar el riesgo de formación de grietas o desarrollo de tensiones acentuadas sobre las cúspides. Sin embargo, muchos son los factores que pueden inviabilizar tales principios, entre ellos el tamaño reducido de la abertura vestíbulo lingual, la posición del diente en la arcada, la preparación cavitaria y la altura del diente. Por eso, utilizamos la siguiente estrategia:

1.- Cavidades conservadoras en dientes cortos, aunque, una cavidad que involucre una caja proximal, puede ser restaurada con un único incremento a través de polimerización oclusal. Esto es viable en premolares cortos con pequeña extensión gingival, una vez que estas cavidades raramente implican en volumen de material que presenta más de 2mm en sentido ocluso-gingival, ocluso-axial y ocluso-pulpar.

2.- En cavidades más amplias que involucran la caja proximal, por dar prioridad a la matriz metálica utilizamos una técnica incremental donde la caja proximal es restaurada a partir de dos incrementos verticales posicionados de la siguiente forma: 1°: incrementos en la región língu-gingival y 2°: incremento en la región vestíbulo gingival.

Para inviabilizar los esfuerzos pared/pared en dientes con cúspides debilitadas donde el uso de resinas es contraindicado (premolares superiores), el posicionamiento de las mismas pueden implicar excesivas fuerzas individuales a la estructura y causar una fractura dental catastrófica. Durante el revestimiento de las cúspides debilitadas con minúsculos incrementos de resina la puntera de luz debe ser posicionada en el sentido opuesto de aquel de la colocación de los incrementos de resina, de modo a inducir la

contracción de la resina en el sentido de la estructura dental posicionada entre la punta de luz y el material restaurador. Esto minimizará tensiones individuales sobre la estructura dental y reduce la tasa de sensibilidad posoperatoria en dientes vitales.

La obturación incremental es de uso generalizado. A pesar de su uso tan frecuente, hoy se sabe que este tipo de técnica puede no reducir realmente el esfuerzo global, debido a que la cantidad total de material que se precisa para obturar incrementalmente una cavidad es menor que la que se precisaría para obturar en bloque. Durante la fotopolimerización en capas finas la contracción volumétrica (normalmente entendida como tridimensional) llega a convertirse en unidireccional debido al descenso de la capacidad de la resina compuesta de fluir paralelamente a las paredes de la cavidad. La capa sólo puede fluir "adelgazándose". Pero este "adelgazamiento" se bloquea inmediatamente mediante la luz. Ello explica el que, durante la obturación incremental, cuanto más fina es la capa, más rápidamente se produce el esfuerzo pero, al aumentar el grosor de la capa aumentan paralelamente el número de fallos cohesivos en el material, fundamentalmente poros. Además, cuanto más gruesa es la capa, más se aumenta la probabilidad del fallo adhesivo.

Si la masa de material debe fluir para compensar la contracción, la imagen mental inmediata, pero incompleta, es que lo hará a partir del material situado en la apertura cavitaria, produciendo una concavidad a modo de menisco hacia el interior de la cavidad. Pero los desplazamientos necesarios del material no son únicamente desde el centro de la masa hacia las paredes, sino que también la resina debe acomodarse deslizándose paralelamente a dichas paredes, deslizamiento que está imposibilitado por la misma naturaleza adhesiva de la interfase.

4. INVESTIGACIÓN

4.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La demanda de los pacientes por las restauraciones estéticas aumenta debido a que brindan una apariencia más natural al mimetizar el color de los dientes. La resina compuesta es uno de los materiales estéticos más utilizados en el consultorio dental debido a los múltiples beneficios que ofrece a los pacientes y facilidades al cirujano dentista. Sin embargo, todos los materiales sufren efectos desfavorables, como cambios dimensionales provocados por el diferente coeficiente de expansión lineal térmica (CELT) tanto del diente como del material restaurador. Además, las resinas por su naturaleza polimérica siempre sufren encogimiento de polimerización, y como consecuencia microfiltración.

Hoy en día se está promoviendo el uso de una resina de colocación directa en bloques de hasta 4mm de grosor, lo que representa a decir de los fabricantes un ahorro del 60% del tiempo en la elaboración de la restauración. Además señalan que la consistencia de la resina facilita la colocación y modelado así como adaptación a las paredes de la cavidad con la ventaja adicional de tener baja contracción de polimerización, esta información nos lleva a cuestionarnos, si:

¿La nueva resina SureFil SDR Flow para la obturación en bloque tendrá propiedades físicas semejantes a la resina convencional Tetric N-Ceram que se emplea con la técnica de obturación en capas?

4.2 JUSTIFICACIÓN

El avance científico y tecnológico de los últimos años en la odontología es innegable, sobretodo en el área de materiales dentales donde cada vez y con mayor frecuencia salen al mercado nuevos materiales ofreciendo ventajas sobre los ya existentes tanto en el aspecto de propiedades fisicoquímicas así como en su aplicación clínica. Estos cambios han beneficiado al dentista ya que han simplificado los tratamientos, y el paciente también sale beneficiado ya que no tiene que invertir tanto tiempo en consultas para obtener un resultado satisfactorio.

En ese mismo orden de ideas, las resinas para obturación en bloque o tipo bulk que se promueven actualmente ofrecen al clínico lograr restauraciones posteriores estéticas en

muy poco tiempo ya que éstas resinas como se ha explicado anteriormente se colocan en espesores de hasta 4 mm y se polimerizan de una sola intención terminando la parte oclusal con una resina tradicional. La técnica tradicional de obturación en dientes posteriores ha sido la de capas incrementales polimerizando cada capa lo que sin lugar a dudas consume mayor tiempo de trabajo y también genera incomodidad al paciente al tener tanto tiempo abierta la boca.

Sin embargo, surgen dudas sobre los resultados que lleguen a tener las resinas para obturación en bloque, si en verdad valdría la pena el ahorro de tiempo al omitir el uso de una resina tradicional.

Con los resultados obtenidos en este estudio podremos conocer el comportamiento de estas nuevas resinas y así tomar la mejor decisión a la hora de elegir un material de restauración confiable.

4.3 HIPÓTESIS

- 1.- La resina SureFil SDR Flow tendrá mayor resistencia a la flexión comparada con la resina convencional Tetric N-Ceram.
- 2.- La resina SureFil SDR Flow tendrá menor porcentaje de encogimiento de polimerización en comparación con la resina convencional Tetric N-Ceram.
- 3.- La resina SureFil SDR Flow tendrá mayor profundidad de curado en comparación con la resina convencional Tetric N-Ceram.
- 4.- La resina SureFil SDR Flow tendrá menor sorción y solubilidad en comparación con la resina convencional Tetric N-Ceram.
- 5.- Las dos resinas estudiadas mostrarán diferente valor de microfiltración utilizando las técnicas de obturación en capas de 2mm (Tetric N-Ceram) y técnica en bloque de 4mm (SureFil SDR Flow).

4.4 OBJETIVOS

4.4.1 Objetivo General:

- Comparar las propiedades físicas de una resina convencional para técnica de obturación en capas y una resina para técnica de obturación en bloque.

4.4.2 Objetivos Específicos:

- Determinar la resistencia a la flexión y el módulo elástico de las resinas SureFil SDR Flow y Tetric N-Ceram.
- Determinar el porcentaje de encogimiento de polimerización de las resinas SureFil SDR Flow y Tetric N-Ceram.
- Determinar cuantitativamente la microfiltración en molares obturados con la resina SureFil SDR Flow mediante la técnica de colocación en bloque.
- Determinar cuantitativamente la microfiltración en molares obturados con la resina Tetric N-Ceram mediante la técnica incremental de capas oblicuas.
- Determinar cuantitativamente la profundidad de curado de las resinas SureFil SDR Flow y Tetric N-Ceram.
- Determinar la sorción y la solubilidad de las resinas SureFil SDR Flow y Tetric N-Ceram.

4.5 METODOLOGÍA

4.5.1 POBLACIÓN DE ESTUDIO

- Resinas Compuestas para obturación directa.

4.5.2 MUESTRA

- Resina tipo Bulk SureFil SDR Flow (Dentsply, USA)
- Resina Convencional de Nanorrelleno Tetric N-Ceram (Ivoclar-Vivadent, Germany).

4.5.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Órganos dentales sin caries ni restauraciones, con indicación de extracción.(20-24molares)
- Resina tipo Bulk SureFil SDR Flow con su sistema de adhesión.
- Resina Convencional de nanorelleno Tetric N-Ceram con su sistema de adhesión.

4.5.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Todas las resinas Bulk Fill no incluidas en la investigación.
- Todas las resinas Convencionales no incluidas en la investigación.

- Órganos dentales del sector anterior, dientes primarios y dientes que presenten caries extensa o restauraciones.

4.5.5 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Todas las muestras que presenten fracturas durante su elaboración y/o manipulación.

4.6 MATERIAL

- Kit de resina SureFil SDR Flow tipo Bulk y su sistema de adhesión.
- Kit de resina Tetric N-Ceram y su sistema de adhesión.
- Fresas de diamante n° 2.
- Fresas de carburo de tungsteno n° 1556.
- Pieza de alta velocidad (Pana-Max Plus, Japan).
- Espátulas con cubierta de teflón para resinas.
- Pistola dispensadora para compules (Ivoclar-Vivadent, Germany).
- Banda mylar.
- Barniz de uñas.
- Pinzas de curación
- Microbrush.
- Ácido ortofosfórico al 37%.

4.7 EQUIPO DE LABORATORIO

- Lámpara de luz LED (Bluephase C8, Ivoclar-Vivadent, Germany).
- Vernier digital (Mitutoyo, Japan).
- Moldes para elaboración de muestras para prueba de flexión, profundidad de curado y contracción de polimerización.
- Aparato para termociclado.
- Cámara ambientadora con control de temperatura (FELISA).
- Higrómetro.
- Máquina universal de pruebas INSTRON 5567.
- Radiómetro (Demetron, USA).
- Contenedores de polipropileno con tapa.
- Aceite de silicón.
- Portaobjetos y cubreobjetos.
- Lija de carburo de silicio del 600.
- Recortadora de dientes con disco de diamante.
- Tinción de azul de metileno al 1%.
- Equipo para medición de encogimiento de polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX 2500-89, wolver Hampton, UK).
- Programa computacional de adquisición de datos PICO-ADC-16 Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge UK con programa de cómputo Excel 97.

4.7.1 PROCEDIMIENTO PARA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Todo el material se manipuló de acuerdo con las instrucciones que indican los fabricantes y de acuerdo a lo establecido en la Norma No. 27 de la Asociación Dental Americana(ADA)⁴⁰.

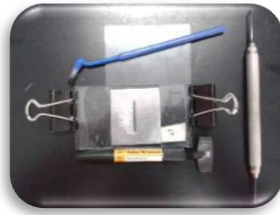


Fig. 9 Material utilizado para la prueba.

Se colocó un tramo de cinta mylar sobre la loseta de vidrio en donde se ensamblaron las partes del molde de acero inoxidable y se lubrico con aceite de silicón como medio separador; posteriormente se llenó con la resina condensándola poco a poco con una espátula de teflón, una vez lleno se cubrió la resina con otro tramo de cinta mylar y con un portaobjetos se hizo presión para que la muestra quedara uniforme.



Fig. 10) Colocación de la cinta mylar.

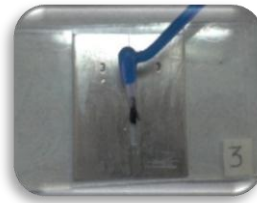


Fig. 11) Aceite de silicón sobre los moldes.



Fig. 12) Llenado del molde con resina.

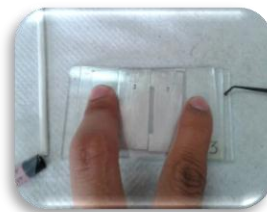


Fig. 13) Uniformidad de la muestra.

Una vez hecho lo anterior, se dirigió la punta de la lámpara directo al centro de la muestra y contra el portaobjetos. Se le aplicó la luz en la sección central de la muestra por el tiempo que el fabricante indica. Se recorrió la punta de la lámpara a la sección

derecha de la muestra y se polimerizo nuevamente por el tiempo indicado. Después se polimerizó la sección izquierda de la misma forma que las secciones anteriores. Se continuó polimerizando por la parte inferior hasta que la longitud de toda la muestra fue irradiada.

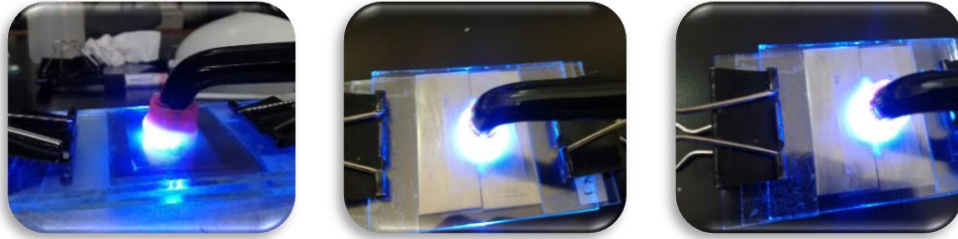


Fig. 14, 15 y 16 Polimerización establecido por la Norma 27 ADA.

Se llevó la muestra a un recipiente pequeño a un baño de agua desionizada a 37 ± 1 °C por 15 minutos, se retiró del molde y por último se almaceno en agua desionizada a 37 ± 1 °C por 24 horas en la estufa de temperatura controlada FELISA^R. Se realizaron cinco muestras de cada resina.



Fig. 17, 18 y 19 Almacenamiento de las muestras a 15 minutos y a 24 horas.

Una vez transcurrido el tiempo de almacenamiento se sacaron las muestras de resina, se desgastaron los excedentes de resina con la lija(600) y se midieron con el vernier Max Cal, colocando la cara de mayor grosor hacia la parte inferior o superior y la de menor grosor lateralmente en el dispositivo requerido para la medición.



Fig. 20 Desgaste de excedentes.



Fig. 21 Medición del ancho y alto de cada muestra.

Procedimiento

Se llevó la muestra a la máquina universal de prueba INSTRON para la prueba de flexión y se aplicó una carga a la muestra, a una velocidad de 0.75 ± 0.25 mm/min hasta que se fracturó. Durante el proceso se registró por medio de la computadora la máxima carga ejercida en las muestras.



Fig. 22 y 23 Colocación de las muestras en la maquina INSTRON.

Por medio de la siguiente fórmula se pudo calcular la resistencia a la flexión (σ) en megapascales:

$$\sigma = \frac{3 F l}{2 b h^2}$$

Dónde: F -- equivale a máxima carga en Newtons que se ejercerán a la muestra.

l -- equivale a la distancia en milímetros entre los soportes con precisión de $\pm 0,01$ mm.

b --equivale al ancho en milímetros de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.

h --equivale a la altura en milímetros de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.

Para calcular el módulo elástico (E) en megapascales se usó la siguiente ecuación:

$$E = F_1 l^3 / 4 b h^3 d$$

Dónde: F_1 --- equivale a la carga en Newtons en un punto conveniente del trazo.

Nota: Para mayor precisión, la línea recta puede extenderse.

d —equivale a la deflexión en milímetros a la carga F_l .

l , b y h —se definieron a lo que equivalen anteriormente.

Interpretación de resultados

Se calcularon los resultados de las cinco muestras de acuerdo a la Norma N°27 de la ADA.⁴⁰

Si las cuatro o cinco muestras están arriba de 80 MPa., se considera que el material ha cumplido con uno de los requerimientos de resistencia a la flexión.

Si las cuatro o cinco muestras están abajo de 80 MPa., se considera que el material ha fallado absolutamente.

Si sólo tres de los resultados son mayores de 80 MPa., se debe repetir la prueba completa. Si sólo cuatro de los resultados están arriba de 80 Mpa., en la segunda ocasión, se considera que el material ha fallado la prueba completamente.

Si cuatro o cinco muestras de un total de cinco o en donde fue necesario hacer una segunda serie, ocho o nueve de diez muestras tuvieron arriba de 80 MPa., descartar los resultados fallidos y calcular la resistencia de flexión media, de las muestras.



Fig. 24 Muestras fracturadas después de las pruebas.

4.7.2 PROCEDIMIENTO PARA ENCOGIMIENTO DE POLIMERIZACIÓN

El equipo para llevar a cabo esta prueba es un transductor conectado a una computadora. Una vez encendida la computadora y antes de dar inicio al registro de los valores de contracción de las muestras, se debe calibrar el transductor bajo el siguiente procedimiento:

La punta del transductor se coloca sobre la armadura de un micrómetro digital que a su vez está sujeto a un soporte universal. La lectura en la carátula del micrómetro no necesariamente debe ser cero puede ser cualquier valor dentro de su intervalo de medición (0-25mm) este valor se registra como L_0 . El programa de captura de datos PICOLOG muestra un voltaje de salida y se le designa como V_0 . A continuación se desplaza la armadura haciendo girar su perilla hasta el valor deseado asignándole como valor L_1 ; el voltaje que se capture por el diagrama será V_1 . Este procedimiento se debe realizar 10 veces para poder obtener una línea recta confiable. Se recomienda hacer la calibración entre 0 y 100 mV, que es la región lineal de la sinusoide que representa la corriente alterna para el transductor, ya que su nivel de operación es entre +5000 y -5000 mV. Los diferentes valores de voltaje de salida del transductor-desplazamiento de la armadura del micrómetro son graficados obteniendo una línea recta. La pendiente de esta línea recta representa la relación entre el voltaje y el desplazamiento del transductor y que es denominada factor de calibración K .



Fig. 25 Equipo para prueba de encogimiento de polimerización.

Para la prueba se hicieron 10 muestras con anillos de bronce de 1.24mm y 10 más con el anillo de 3.73mm de grosor con la resina SureFil SDR Flow y 10 muestras con anillos de bronce de 1.24mm y 10 más con el anillo de 3.73mm de grosor con la resina Tetric N-Ceram.



Fig. 26 Anillos utilizados para la prueba.

El material SureFil SDR Flow tipo Bulk se adquirió en las casas comerciales y viene en presentación de compules, la resina Tetric N-Ceram en jeringas; se pesó 0.14-0.16g de cada resina para el anillo 1.24mm y 0.38-0.40g de cada resina para el anillo de 3.73mm, la cual se colocó en una caja con filtro protector para evitar que la luz del medio ambiente iniciara la polimerización.



Fig. 27y 28 Presentación de las resinas.



Fig. 29 peso de cada muestra.

Cada porción de resina fue colocada sobre un portaobjetos en el centro del anillo de bronce con ayuda de una espátula; a su vez se colocó un cubreobjetos sobre la misma y con la ayuda de otro portaobjetos se hizo compresión hasta que el cubreobjetos hace contacto con la superficie superior del anillo logrando que la muestra tenga un espesor constante de 1.24mm o 3.73mm según sea el caso; posteriormente el conjunto portaobjetos-resina-cubreobjetos se colocó bajo el transductor y se cubrió totalmente el diámetro de 8 mm de la punta de fibra óptica que está conectada a la lámpara de polimerización, la cual se encuentra por debajo del conjunto portaobjetos-resina-cubreobjetos para que la polimerización se realice en una sola intención durante el tiempo recomendado por el fabricante.



Fig. 30 Conjunto portaobjetos-resina-cubreobjetos.



Fig. 31 activación de la lámpara.

Una vez transcurrido el tiempo de polimerización se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara. El programa de adquisición de datos PICOLOG fue registrando los cambios durante todo el transcurso que duro la prueba (600s) las determinaciones para cada prueba se realizaron a $20\pm 1^{\circ}\text{C}$ y una humedad relativa mínima de 50%.

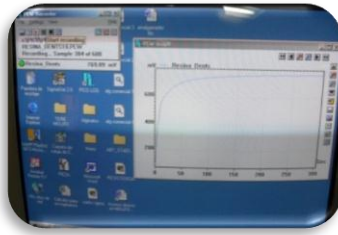


Fig. 32 Transcurso de la polimerización por 600 segundos.

Para calcular los resultados del porcentaje de encogimiento de polimerización que se obtuvo durante la investigación se usó la siguiente fórmula:

$$\% S = 100 \left(\frac{L_t - L_0}{L_0} \right)$$

Dónde: L_0 ---equivale al espesor del anillo (1.24mm ó 3.73mm).

L_t --- equivale a la longitud final a los 600 segundos.

Mediante la fotopolimerización, la resina hace que el portaobjetos que está en contacto con la resina se flexione hacia abajo por acción de la contracción debido a la adhesión con el vidrio. Esta flexión se monitoreó por el transductor LVTD por el tiempo que duró la prueba (600 segundos). Se hicieron lecturas de flexión a cada segundo. El transductor estará conectado al Solactron OD5; y este a su vez al sistema de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.

El encogimiento está definido como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ($\Delta L = L_0 - L_t$) y la longitud inicial (L_0) donde L_t es la longitud que ha disminuido la muestra medida a un tiempo “ t ” y relacionada con el voltaje de salida del transductor (V_t) al tiempo “ t ” con el factor de calibración K , mediante la ecuación $L_t = V_t/K$. Con los valores L_t y L_0 , se calculó el porcentaje de encogimiento con la expresión:

$$\% S = 100 \left(\frac{L_t - L_0}{L_0} \right)$$

Un valor que también se calculó fue la rapidez de fotopolimerización que fue obtenida mediante la captura del %S de la porción lineal partiendo del origen:

$$R_p = \frac{746 (\% S_{superior} - \% S_{inferior})}{(t_{superior} - t_{inferior})}$$

Las unidades de R_p serán expresadas en $\frac{\mu m}{min}$

Para medir la densidad lumínica de la lámpara se utilizó un radiómetro de intensidad marca Demetron. Las pruebas de densidad superiores a 300 mW/cm^2 tienen la capacidad para polimerizar el material en capas.

4.7.3 PROCEDIMIENTO PARA SORCIÓN ACUOSA Y SOLUBILIDAD

Para la prueba se utilizaron las mismas muestras obtenidas en la prueba de contracción de polimerización debido al volumen que marca el fabricante para la resina en bloque excluyendo las medidas que marcan la Norma No. 27 de la ADA, pero siguiendo el mismo procedimiento de dicha Norma y evitando tocarlas para no contaminarlas con los dedos.



Fig. 33 Muestras para prueba de sorción y solubilidad.

Después de que los especímenes se obtuvieron, se transfirieron al desecador manteniéndolos a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ en la estufa de temperatura controlada FELISA por 24 horas. Transcurrido el tiempo se dejaron una hora a $23 \pm 1^\circ\text{C}$ y posteriormente se tomaron con unas pinzas y con guantes para pesarlas con una precisión de $\pm 0.2 \text{ mg}$. Se repitió este ciclo hasta que obtuvieron una masa constante denominada masa 1 (m_1), es decir, hasta que la masa perdida de cada espécimen no fuera mayor de 0.2 mg en un periodo de 24 horas.



Fig. 34) Desecador. Fig. 35) Estufa FELISA. Fig. 36) Muestras. Fig. 37) Toma del peso inicial de cada muestra.

Obtenido el peso constante, las muestras se sumergieron en agua desionizada y se almacenaron a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ en la estufa FELISA durante 7 días. Después de transcurrido el tiempo, se retiraron las muestras, se secaron con papel absorbente para quitar el agua superficial hasta quedar libres de humedad, luego se agitaron al aire durante 15 segundos y se pesaron 1 min después de haberlos extraído del agua. Este dato se registró como masa 2 (m2).



Fig. 38) Muestras en agua desionizada. Fig. 39) Secado de las muestras. Fig. 40) Segundo peso de cada muestra.

Después de registrar el peso, se reacondicionaron las muestras en el desecador nuevamente hasta obtener una masa constante siguiendo el procedimiento anteriormente descrito para la masa 1 registrando el último peso como masa 3(m3). Finalmente se midió el diámetro y el grosor de cada muestra en su centro y en cuatro puntos espaciados sobre la circunferencia para calcular el volumen en milímetros cúbicos de cada muestra.



Fig. 41) Colocación en el desecador.

Fig.42) Toma del tercer peso de cada muestra.

Para la interpretación de resultados para la prueba de sorción acuosa se calcularon los resultados (w_{sp}) en microgramos por milímetro cúbico, para cada uno de las muestras usando la siguiente ecuación:

$$w_{sp} = \left(\frac{m2 - m3}{V} \right)$$

Dónde:

m_2 es la masa de la muestra, en microgramos, después de la inmersión en agua durante 7 días.

m_3 es la masa reacondicionada de la muestra en microgramos.

V es el volumen de la muestra en milímetros cúbicos.

Interpretación de resultados

Si cuatro o cinco de los valores obtenidos están por debajo de los $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se declara que el material cumple con el requisito establecido.

Si dos de los valores obtenidos están por debajo de los $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se declara que el material falla.

Si tres de los valores están por debajo de los $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se declara que el material cumple con el requisito establecido.

Si tres de los valores están por debajo de los $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se repite el ensayo completo.

Si en la segunda ocasión, todos los valores están por debajo de los $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se declara que el material ha superado el ensayo.

Para la interpretación de resultados para la prueba de solubilidad se calcularon los resultados (w_{si}) en microgramos por milímetro cúbico, para cada uno de las muestras usando la siguiente ecuación:

$$W_{si} = \left(\frac{m_1 - m_3}{V} \right)$$

Dónde:

m_1 es la masa condicionada en microgramos de las muestras antes de su inmersión en agua.

m_3 y V son los mismos valores que la prueba de sorción acuosa.

Interpretación de resultados

Si cuatro o cinco de los valores obtenidos están por debajo de los $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, el producto se considera aceptable ya que cumple las especificaciones.

Si dos de los valores obtenidos están por debajo de los $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, el producto no se considera aceptable ya que no ha satisface las especificaciones.

Si tres de los valores están por debajo de los $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se repite el ensayo completo. Si en la segunda ocasión, los valores están por debajo de los $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, se considera que el producto satisface las especificaciones.

4.7.4 PROCEDIMIENTO PARA DE PROFUNDIDAD DE CURADO

Se colocó el molde de acero inoxidable de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura sobre un portaobjetos cubierto por cinta mylar, antes de la prueba se lubricaron internamente con aceite de silicón para evitar que se adhiriera la resina; se llenó el molde con cada resina y se condensó con la espátula hasta su llenado, e inmediatamente después se cubrió con otra cinta mylar y un portaobjetos, después, de acuerdo al tiempo establecido por el fabricante se polimerizaron las muestras (20s) para los dos grupos. Transcurrido el tiempo se retiró la muestra del molde y con la espátula se eliminó todo el material no polimerizado; se midió con el vernier Max Cal, la longitud polimerizada. Este procedimiento se realizó tres veces para cada grupo de resinas.



Fig. 43) Moldes para prueba.



Fig. 44) Colocación de aceite.

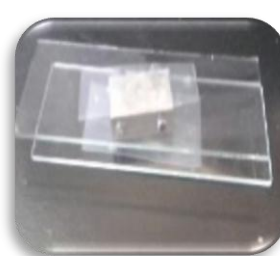


Fig. 45) Llenado del molde.



Fig. 46) Polimerización de muestras.



Fig. 47) Retiro de excedente de material.



Fig. 48) Medición con vernier Max Cal.

4.7.5 PROCEDIMIENTO PARA MICROFILTRACIÓN.

Para la prueba se utilizaron 24 terceros molares humanos extraídos por causas ortodónticas o quirúrgicas, los cuales fueron seleccionados para este estudio. Después de su extracción se limpiaron y fueron conservados en refrigeración con una solución de suero salino hasta su utilización (menos de 6 meses después de la extracción).



Fig. 49 Selección de los dientes para la prueba.

Los dientes fueron seleccionados con arreglo a los siguientes criterios: no presentar caries o solamente caries incipiente que en ningún caso penetrara hasta el límite amelodentinario, descalcificaciones detectables en el área a restaurar; tener la corona íntegra, sin fracturas ni daños por las extracciones y sin restauraciones anteriores. Los dientes fueron divididos aleatoriamente en 2 grupos de 12 dientes (n=24).

- Grupo 1 para resina Tetric N-Ceram: éste grupo fue obturado con la resina Tetric N-Ceram colocando capas oblicuas ≤ 2 mm y polimerizando cada capa 20 segundos.



Fig. 50 Resina Tetric N-Ceram a utilizar.

- Grupo 2 para resina SureFil SDR Flow: éste grupo fue obturado con resina SureFil SDR Flow y se aplicó un bloque de 4mm de espesor y se fotopolimerizó 20 segundos según lo indicado por el fabricante, finalmente se completó la restauración con una resina convencional (resina Tetric N-Ceram) para sellar la cavidad por oclusal y darle la anatomía (también indicado por el fabricante).



Fig. 51 Resina SureFil SDR Flow a utilizar.

4.7.5.1 PREPARACIÓN CAVITARIA:

Se preparó una cavidad clase II en cada diente con una fresa n° 2 de diamante y después con una fresa n° 1556 de carburo de tungsteno usando una turbina de alta velocidad con refrigeración con aire y agua. Se empleó una fresa nueva después de cada 2 preparaciones. Las dimensiones de las cavidades fueron estandarizadas con arreglo a las siguientes medidas: 4 mm de anchura vestibulo-lingual, 5 mm de altura ocluso-gingival y 2 mm de profundidad desde el margen gingival a la pared axial. El margen cavosuperficial gingival de la preparación se situó siempre en el esmalte.



Fig.52 Preparación de las cavidades (Perfil técnico SureFil SDR Flow).

4.7.5.2 PROCEDIMIENTO RESTAURADOR:

Primeramente, las cavidades se grabaron con ácido ortofosfórico en gel al 37% durante 15 segundos, se lavaron durante otros 15 segundos y se secarán con torundas de algodón para eliminar el exceso de agua, dejando la dentina visiblemente húmeda. Seguidamente se aplicó el adhesivo monocomponente durante 30 segundos, se secaron suavemente para eliminar el exceso de disolvente y se irradiaron durante 10 segundos con una lámpara de luz visible (Bluephase C8). Se colocó la matriz de cinta mylar de 7 mm de ancho y 0,03 mm de espesor. Los dientes, previamente divididos en grupos de forma aleatoria, se fueron obturando con la resina compuesta Tetric N-Ceram y SureFil SDR Flow tipo Bulk con dos técnicas diferentes:

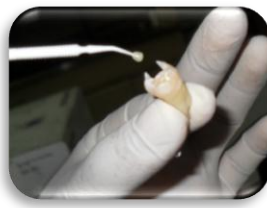


Fig. 53) Colocación de ácido ortofosfórico. Fig. 54) Aplicación de adhesivo. Fig. 55) Polimerización del mismo.

4.7.5.2.1 GRUPO 1 INSERCIÓN DE RESINA CONDENSABLE EN CAPAS INCREMENTALES DE $\leq 2\text{mm}$.

La resina compuesta condensable Tetric N-Ceram se colocó en tres incrementos en forma oblicua polimerizando cada uno: el primero condensado contra la pared gingival y vestibular ocupando el espacio entre el ángulo gíngivolingual y la pared vestibular hasta aproximadamente $2/3$ de su altura; un segundo incremento se condensó también oblicuamente contra la pared lingual; finalmente, un último incremento relleno el espacio restante de la cavidad hasta la superficie oclusal. Cada incremento se polimerizó durante 20 segundos desde oclusal y, una vez polimerizado el último y retirada la banda mylar, otros 20 segundos desde cada superficie vestibular y lingual.



Fig. 56) Colocación en capas de la resina Tetric N-Ceram.

Fig. 57) Polimerización por 20 seg.

4.7.5.2.2 GRUPO 2 INSERCIÓN DE RESINA EN BLOQUE DIRECTO DE 4mm

La resina SureFil SDR Flow se colocó cuidadosamente aplicando una presión lenta y firme sobre la pistola para compules cuidando de no aplicar demasiada fuerza, se comenzó la aplicación desde la parte más profunda de la cavidad y retirándose gradualmente la punta a medida que se fue llenando la cavidad. Se evitó retirar la punta durante la aplicación de la resina para evitar que el aire quedara atrapado. Una vez llena la preparación a 4mm se limpió la punta del compule contra la pared de la cavidad a medida que se fue retirando de la cavidad. Si se observa una burbuja de aire, se debe pinchar con un explorador limpio y afilado antes de proceder al curado. La resina se

fotocuró 20 segundos cada zona de la superficie de la restauración con una lámpara Bluephase C8 apropiada para curar materiales que contengan el fotoiniciador canforoquinona (CQ), es decir, que tengan una salida espectral con luz de 470 nm. La potencia mínima de luz debe ser al menos de 550 mW/cm² (todo este procedimiento de acuerdo al fabricante).



Fig. 58) Colocación de resina en bloque.



Fig. 59) Polimerización, colocación de resina.

RECOMENDACIONES PARA EL CURADO (RESINA SUREFIL SDR FLOW)

Tono	Potencia de la luz	Tiempo de curado – 2mm	Tiempo de curado – 4 mm
Universal	>550 mW/cm ²	20"	20"
A1, A2, A3	>550 mW/cm ²	20"	40"

De acuerdo a lo recomendado por el fabricante, cuando la resina SureFil SDR Flow sea utilizada como base/recubrimiento se procederá de inmediato a completar la restauración utilizando un material de restauración posterior o universal con metacrilato y siguiendo las instrucciones de uso del fabricante. Se evitará que se contamine la superficie curada o el adhesivo expuesto. Si se necesita contornear, acabar y/o pulir el material SureFil SDR Flow una vez curado, se utilizarán dispositivos giratorios tradicionales siguiendo las instrucciones de uso del fabricante.⁴¹

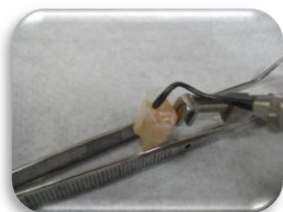


Fig. 60) Llenado de la cavidad con resina convencional.



Fig. 61) Polimerización de las capas.

4.7.5.3 TERMOCICLADO Y TINCIÓN DE LAS MUESTRAS

Los molares se conservaron en agua a temperatura ambiente durante 24 horas y posteriormente fueron barnizados (2capas de barniz de uñas) dejando expuesta

solamente la restauración. 24 horas después fueron sometidos a un proceso de termociclado de 500 ciclos, en agua a temperaturas de 5°C y 55°C. Los dientes permanecieron en cada baño de agua 30 segundos, con un tiempo de transferencia entre cada baño de otros 10 segundos.

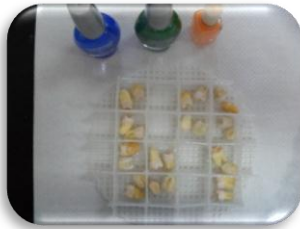


Fig.62 y 63) Barnizado de los dientes.

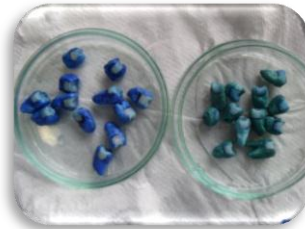


Fig. 64) Proceso de termociclado.



Inmediatamente después fueron sumergidos en una solución de azul de metileno (1%) por 4 horas; después se lavaron abundantemente, se fijaron en resina autopolidizable y fueron seccionados en sentido mesio-distal con un disco de diamante para ser observados al microscopio (20X) y determinar la microfiliación (μm).



Fig. 65) Tinción de los diente.



Fig. 66) Retiro del excedente de tinción.



Fig. 67) Colocación en resina acrílica.

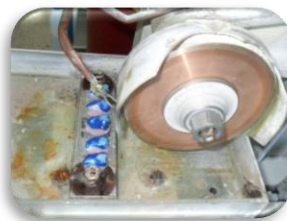


Fig. 68) Sección de cada diente.



Fig. 69) Dientes seccionados.



Fig.70) Observación al microscopio.

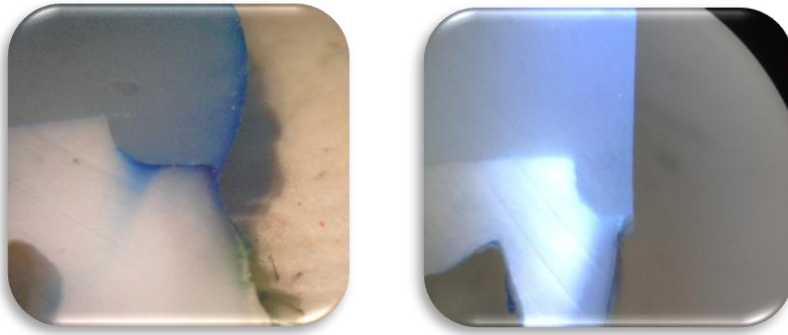


Fig. 71) Resina Tetric N-Ceram (izquierda). Fig.72) Resina SureFil SDR Flow (derecha).

Los resultados fueron vaciados en hojas de Excel para realizar posteriormente el análisis estadístico (programa Sigma Stat).

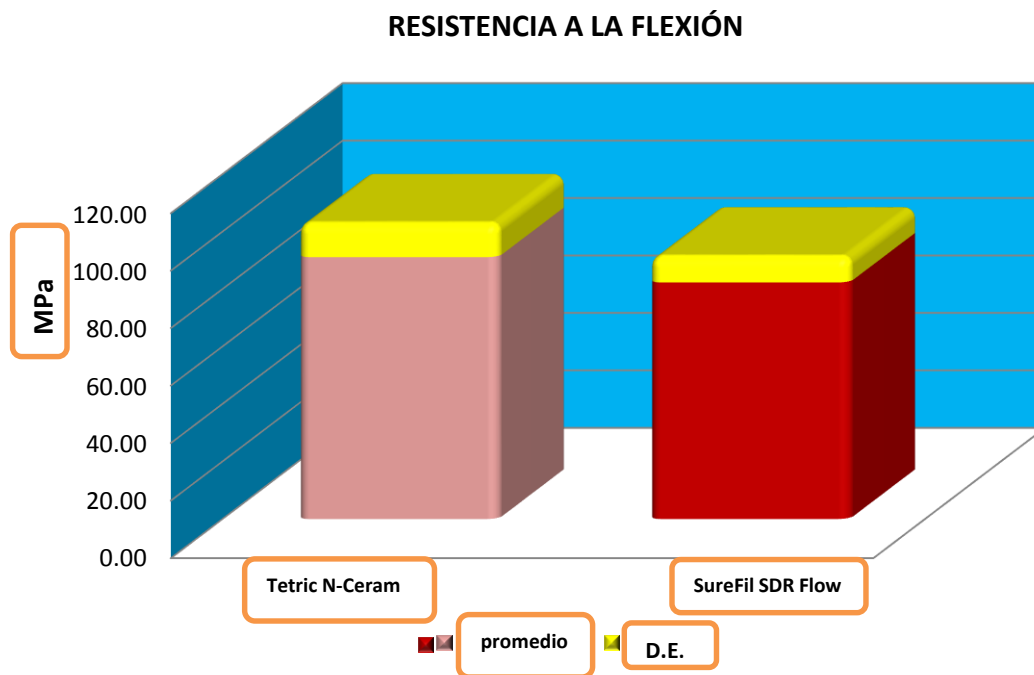
4.8 RESULTADOS

4.8.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y MÓDULO ELÁSTICO:

Los resultados de resistencia a la flexión y módulo elástico se presentan en las tablas 1 y 2 y gráficas 1 y 2 respectivamente, se observa que la resina para técnica de capas oblicuas (Tetric N-Ceram) tuvo un promedio mayor en la prueba de resistencia a la flexión y módulo elástico que la resina para obturación en bloque (SureFil SDR Flow). Que significa más del 10% de diferencia para la resistencia y menos del 14% para el módulo elástico.

Tabla 1 Resultados de la prueba de resistencia a la flexión en megapascales (MPa).

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN (MPa)		
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	91.11	82.29
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	11.82	9.03

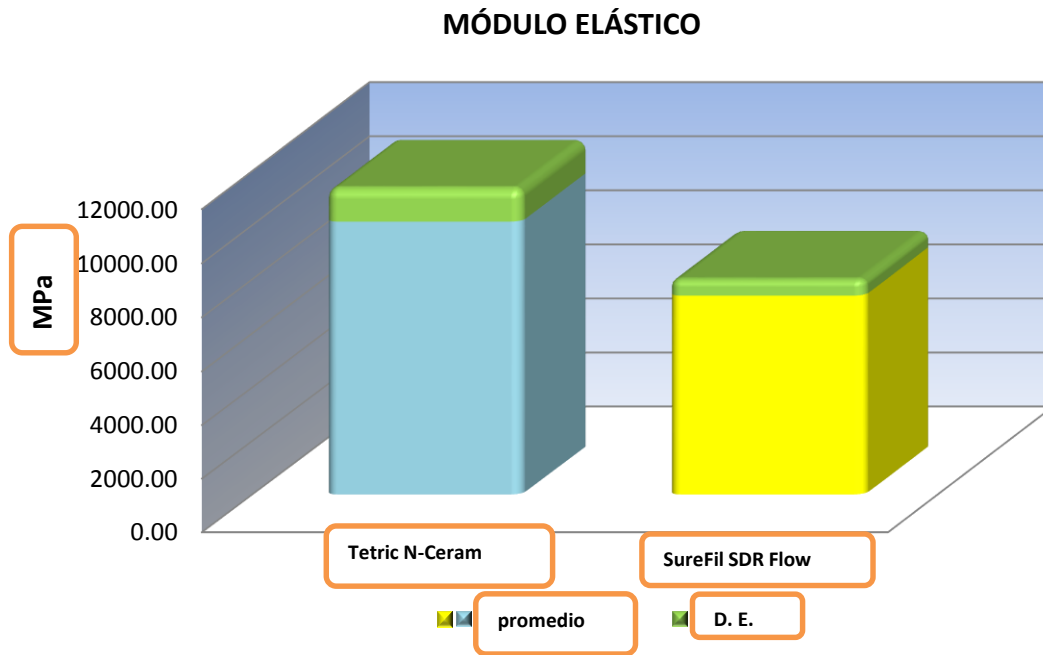


Gráfica 1. Se muestran los valores promedio y desviación estándar de la prueba de flexión.

Los resultados se analizaron estadísticamente con una *t* Student y no se encontraron diferencias significativas $t = 1.325$, ($P = 0.222$)

Tabla 2. Resultados de la prueba de módulo elástico en megapascales (MPa).

MÓDULO ELÁSTICO (MPa)		
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	10130.80	7393.40
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	1236.70	601.89



Gráfica 2. Valores promedio y desviación estándar del módulo elástico en MPa.

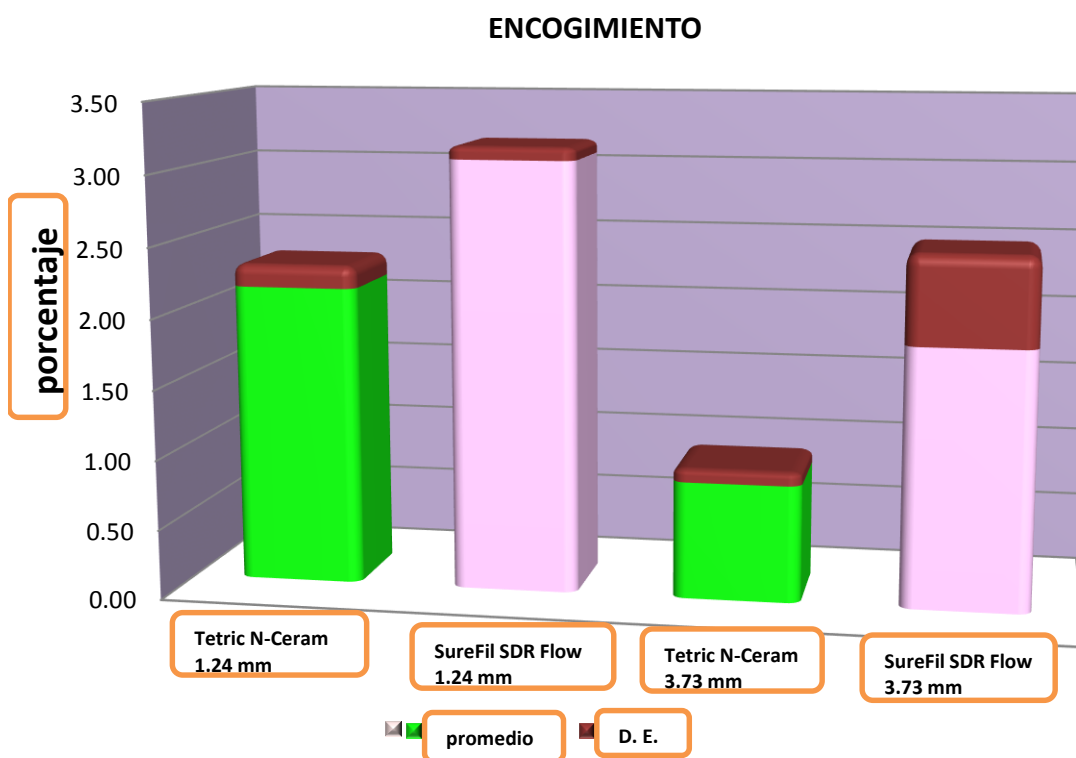
Los resultados se analizaron estadísticamente con una *t* Student y se encontraron diferencias significativas $t = 4.450, (P = 0.002)$

4.8.2 ENCOGIMIENTO Y RAPIDEZ DE POLIMERIZACIÓN

Los resultados promedio de la prueba de encogimiento se muestran en la tabla 3 y gráfica 3 y los resultados de rapidez de polimerización en la tabla 4 y gráfica 4. Para el encogimiento con espesor de 1.24 mm, hay una diferencia porcentual del 43%; para 3.73 mm 120%.

Tabla 3. Resultados en porcentaje (%) de la prueba de encogimiento

ENCOGIMIENTO (%)				
	Grosor muestra 1.24mm		Grosor muestra 3.73mm	
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	2.15	3.08	0.84	1.85
DESV. EST.	0.16	0.10	0.10	0.65



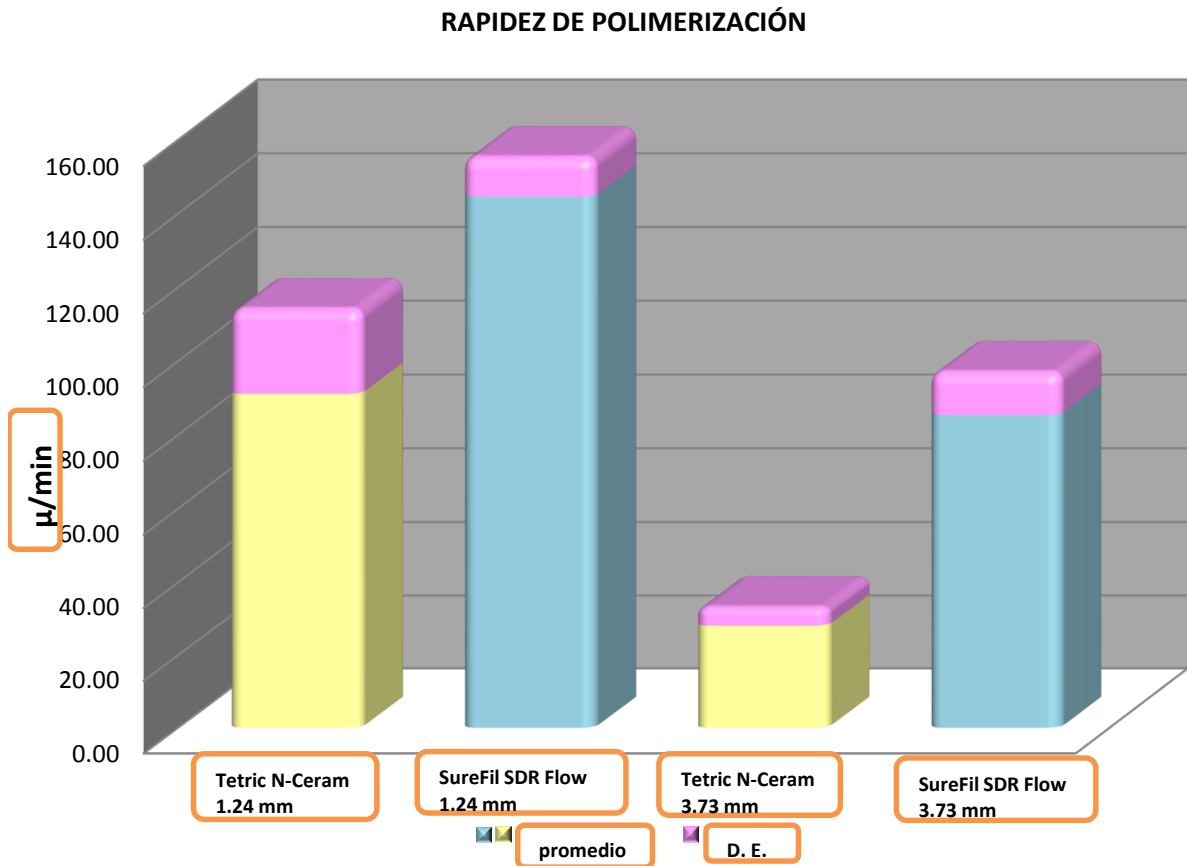
Gráfica 3. Se muestran los valores promedio de la prueba de encogimiento (%) y en la parte superior de la barra la D.E.

Los resultados de las muestras de 1.24 mm de grosor se analizaron estadísticamente con una *t* Student y se encontraron diferencias significativas $t = -9.567$, ($P = <0.001$)

Los resultados de las muestras de 3.73 mm de grosor se analizaron estadísticamente con una *t* Student y se encontraron diferencias significativas $t = -27.664$, ($P = <0.001$).

Tabla 4. Resultados de la prueba de velocidad de polimerización en micrómetros/minutos (μ/min). SureFil SDR Flow es más rápido que Tetric N-Ceram en 59% usando un espesor de 1.24 mm y de 300% al usar 3.73 mm.

RAPIDEZ DE POLIMERIZACIÓN (μ/min)				
	Grosor muestra 1.24mm		Grosor muestra 3.73mm	
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	91.11	144.63	28.10	85.38
DESV. EST.	2.16	2.91	3.57	2.41



Gráfica 4. Se presentan gráficamente los valores promedio de la prueba de rapidez de polimerización en micrómetros/minutos (μ/min).

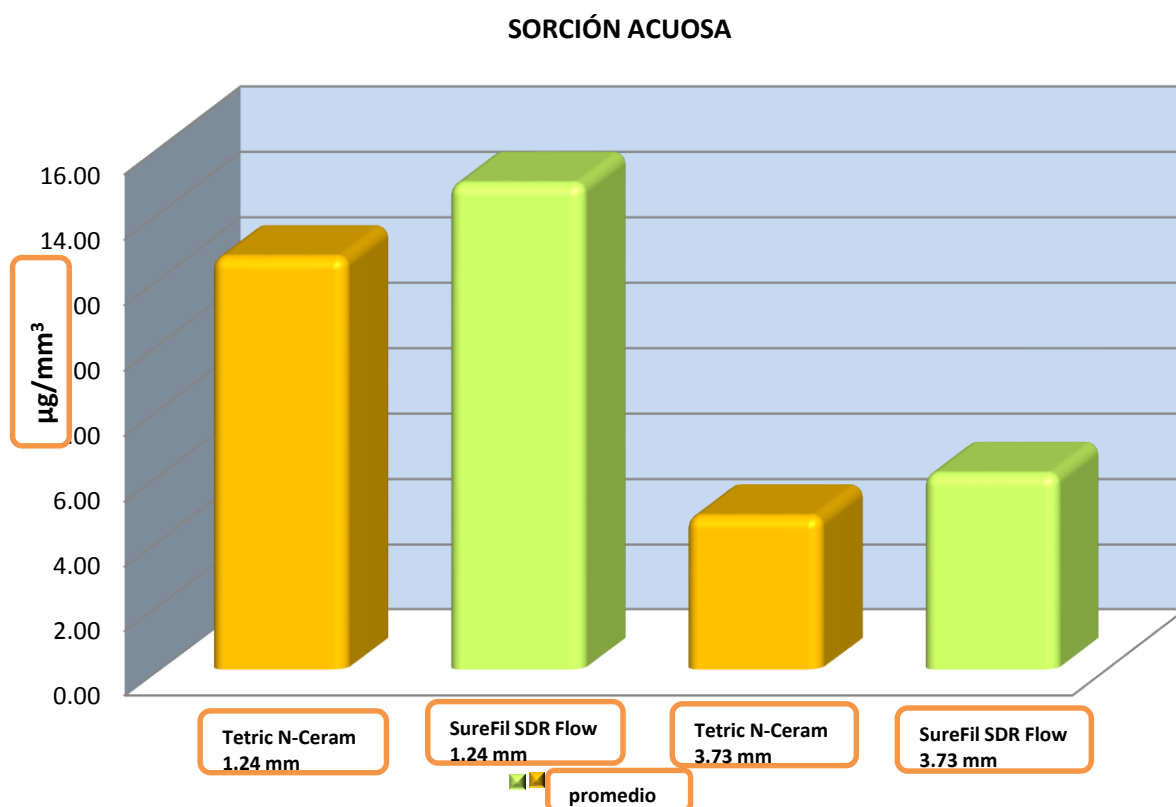
Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba de Mann-Whitney y se encontraron diferencias significativas $T = 55.000, (P = <0.001)$

4.8.3 SORCIÓN ACUOSA Y SOLUBILIDAD

Los datos obtenidos de la prueba de sorción acuosa y solubilidad se exhiben en las tablas 5 y 6, y gráficas 5 y 6.

Tabla 5. Resultados de la prueba de sorción acuosa se presentan en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

SORCIÓN ACUOSA ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)				
	Grosor muestra 1.24mm		Grosor muestra 3.73mm	
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	12.66	14.91	4.74	6.04
DESV. EST.	1.85	2.69	0.67	0.43



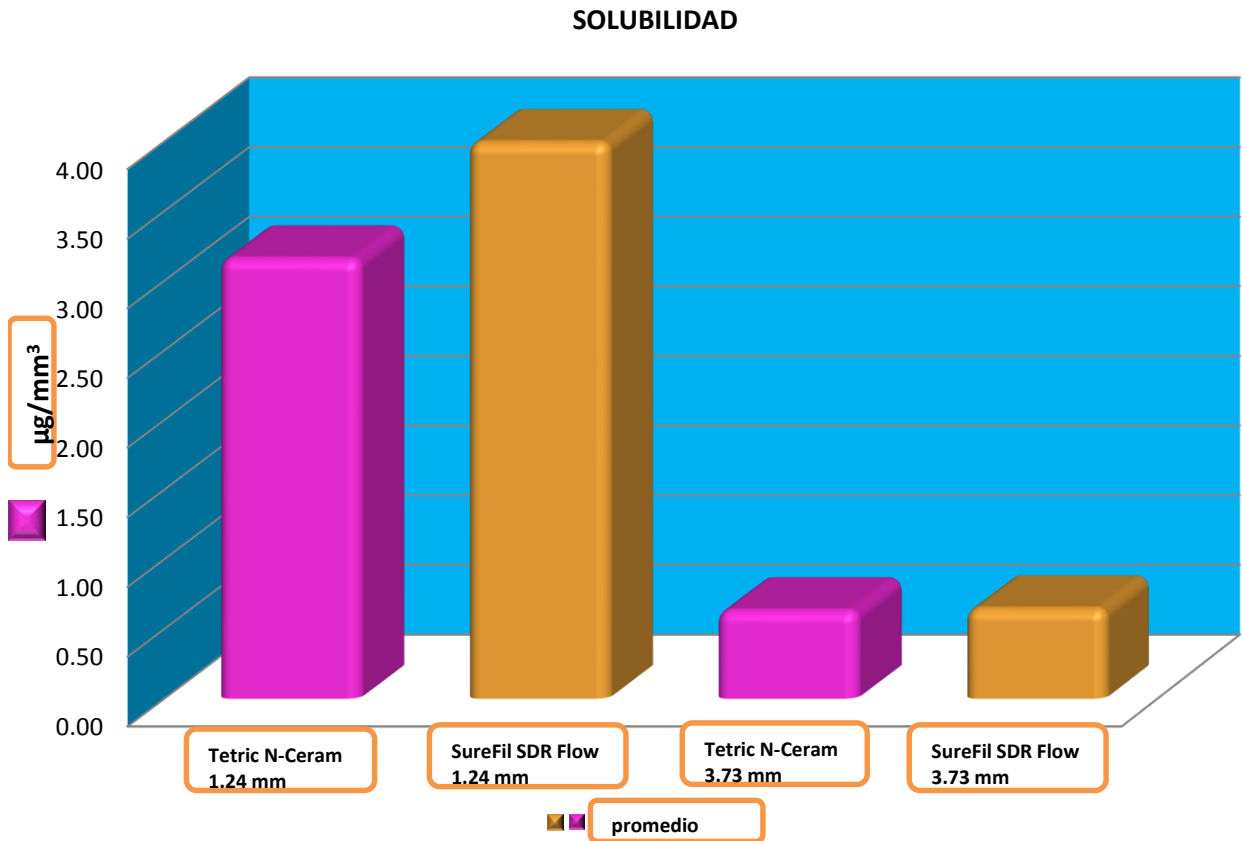
Gráfica 5. Valores promedio para la prueba de sorción acuosa en ambos grosores.

Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba de Mann-Whitney y se encontraron diferencias significativas en las muestras de 1.24 mm de grosor $t = -2.178$, ($P = 0.043$).

Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba de Mann-Whitney y se encontraron diferencias significativas en las muestras de 3.73 mm de grosor $T = 56.000$, ($P = <0.001$).

Tabla 6. Resultados en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para prueba de solubilidad.

SOLUBILIDAD ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)				
	Grosor muestra 1.24mm		Grosor muestra 3.73mm	
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	3.16	3.99	0.63	0.65
DES. EST.	2.51	2.33	0.54	0.24



Gráfica 6. Se exhiben los valores promedio de la prueba de solubilidad en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba de Mann-Whitney y se encontraron diferencias significativas en las muestras de 1.24 mm de grosor $T = 102.000$, ($P = 0.850$).

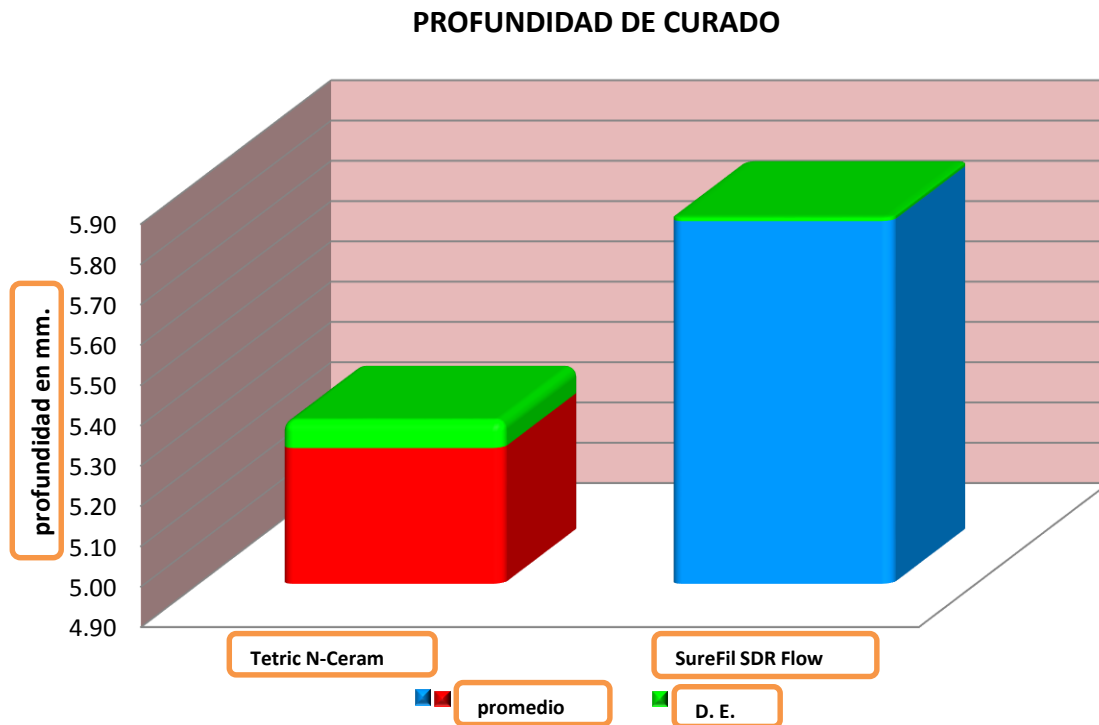
Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba de Mann-Whitney y no se encontraron diferencias significativas en las muestras de 3.73 mm de grosor $T = 117.000$, ($P = 0.384$).

4.8.4 PROFUNDIDAD DE CURADO

Los resultados promedio y desviación estándar de la prueba de profundidad de curado se muestran en la tabla 7 y gráfica 7. Hay una diferencia de aproximadamente del 11%.

Tabla 7. Resultados en milímetros de la profundidad de curado en mm de acuerdo a la Norma N° 27 ADA.

PROFUNDIDAD DE CURADO (mm)		
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	5.24 mm	5.8 mm
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	0.07 mm	0.01mm

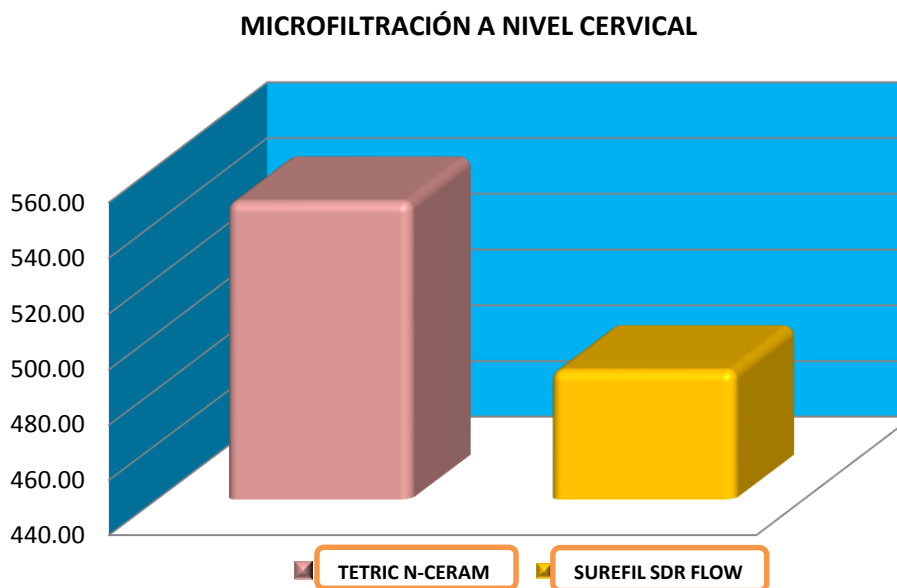


Gráfica 7. Se muestran los valores promedio y desviación estándar de la profundidad de curado en mm.

4.8.5 MICROFILTRACIÓN

Tabla 8. Los resultados de la prueba de microfiltración se reportan en μm .

MICROFILTRACIÓN (μm)		
	Tetric N-Ceram	SureFil SDR Flow
PROMEDIO	547.29	486.77
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	414.79	450.02



Gráfica 8. Se exhiben los valores promedio de la prueba de microfiltración en μm .

Los resultados se analizaron estadísticamente con una t Student y no se encontraron diferencias significativas $t = 0.324$, ($P = 0.749$).

4.9 DISCUSIÓN

La tecnología de los materiales dentales en los últimos años ha marcado avances importantes, sobre todo en el área de los materiales restauradores estéticos a base de resina; a pesar de ello, estos materiales al estar inmersos en el ambiente de la cavidad bucal y sometidos a fuerzas constantes (cargas masticatorias) serán susceptibles de sufrir cambios debido a su misma naturaleza química. En este sentido es importante estudiar los nuevos productos de composites que surgen para facilitar las técnicas de restauración dental directa que permita lograr resultados satisfactorios del desempeño de los materiales.

Con base en los resultados que se obtuvieron de las muestras de resina Tetric N-Ceram (TNC) y SureFil SDR Flow (SDR) en las pruebas realizadas de resistencia a la flexión y módulo elástico, microfiltración, encogimiento y rapidez de polimerización, profundidad de curado, sorción acuosa y solubilidad; se puede decir que la resina que mostró mejores propiedades en algunas de las pruebas fue Tetric N-Ceram utilizada para la técnica de obturación en capas en comparación con la resina SureFil SDR Flow indicada para la técnica de obturación en bloque.

Con base en lo que se muestra en las tablas y gráficas 1 y 2 de la prueba de resistencia a la flexión y módulo elástico, la resina Tetric N-Ceram mostró mayor resistencia a la flexión obteniendo un valor promedio de 91.11 MPa; en comparación con la resina SureFil SDR Flow que presentó un promedio de 82.29MPa. Con respecto al módulo de elasticidad Tetric N-Ceram obtuvo un promedio de 10130.80 MPa mayor que la resina SureFil SDR cuyo promedio fue de 7393.40 MPa. esta diferencia en el módulo de elasticidad probablemente se deba a la diferente cantidad de relleno que contienen ambas resinas, SureFil SDR Flow tiene 68% en peso y Tetric N-Ceram 80-81% en peso.⁴² Por lo que inferimos que es más conveniente que los materiales restauradores a base de resina tengan un módulo elástico bajo para que la deformación de la masa al someterse a las cargas de la masticación no sea permanente y se pueda recuperar su forma original manteniendo la integridad de la restauración y el desalajo de dicho material.

De acuerdo con lo reportado por Ramírez R.A y cols, (2010)⁴³ que realizaron pruebas de flexión a la resina Tetric N-Ceram y obtuvieron una resistencia a la flexión de 138.2250 MPa valor que difiere con lo obtenido en este estudio (91.11 MPa), esto puede deberse a que en ese estudio hubo notables diferencias con respecto a este estudio como el tiempo de polimerización que fue de 40 segundos con una lámpara de luz halógena, además el tiempo de almacenamiento previo a la prueba fue de una semana y la cantidad de lijas utilizadas para la preparación de las muestras (400, 600 y 1200), lo que difiere de este estudio en el que se polimerizó 20 segundos utilizando una lámpara de LED se almacenaron únicamente 24 horas antes de la prueba y se prepararon utilizando papel de carburo de silicio de un solo grosor (600).

La resistencia a la flexión de una resina al ser sometida a una fuerza depende de la cantidad de relleno que tenga en su composición. Las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.²

El estudio de acuerdo a la ISO 4049 llevado a cabo por la casa comercial Kerr para evaluar la resistencia a la flexión de varias resinas, muestra que la resina SureFil SDR Flow utilizada en ese estudio obtuvo un promedio de 151.6 MPa valor que difiere con el obtenido en esta investigación (82.29 MPa); y señala que "... Una alta resistencia a la flexión sugiere que la restauración no se deformará ni degradará incluso en un medio de gran tensión como el que se da en las restauraciones posteriores"⁴⁴. Sin embargo, el valor mínimo que establece la norma para esta prueba es de 80 MPa por lo que la resina estudiada cumple esta prueba. La lámpara que se usó en este estudio fue Demi Plus Led (alta potencia desde 1100 mW/cm³ hasta 1330 mW/cm³) el comentario lo hace Kerr de manera general

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico². Bajo esta premisa inferimos que los resultados obtenidos en esta prueba fueron bajos, debido a que la viscosidad de la resina SureFil SDR Flow y su menor contenido de relleno (68 % en peso de relleno y partícula de relleno de 4.2 micras) así como a posibles burbujas de aire que pudieron haber quedado en algunas de las muestras utilizadas para la prueba de flexión, el material tuvo una resistencia a la flexión y módulo elástico más bajo en comparación con la resina Tetric N-Ceram que tiene 80-81% de relleno en peso y tamaño de partícula de 40-3000nm; estos valores bajos en rigidez de SureFil SDR Flow podrían considerarse favorables ya que por su indicación de ser utilizada solo como base o recubrimiento a nivel de la dentina evitaría una fuerza elevada a nivel de la dentina. Ahora bien, en una situación clínica, el hecho de que queden atrapadas burbujas de aire durante la colocación de la resina pondrá en riesgo la restauración de posibles fracturas y disminución de su resistencia al momento de someterla a cargas de masticación.

Craig R, señala que "...el módulo elástico o rigidez de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno y aumenta exponencialmente con la fracción volumétrica del mismo. La rigidez tiene una gran importancia en aquellas aplicaciones que soportan fuerzas de mordida muy intensas y en las que es fundamental una gran resistencia al desgaste."⁴⁵ Por otro lado Studervant J, menciona que "los composites con un módulo elástico elevado pueden ser incapaces de adaptarse a algunos cambios que producen las fuerzas de flexión sobre la forma de los dientes. Esta situación podría dar lugar a que la restauración de composite se desprendiese del esmalte o la dentina."⁴⁶ En este estudio, el módulo elástico que se obtuvo de Tetric N-Ceram fue de 10130.80 MPa que indica mayor rigidez que el

obtenido en SureFil SDR Flow de 7393.40 MPa. de acuerdo a lo señalado por Studervant el comportamiento clínico de SureFil sería más conveniente ya que la deformación producida ante las fuerzas de la masticación se daría en el rango elástico y por lo tanto las restauraciones podrían mantener una mayor adaptación a la cavidad con baja posibilidad de fractura, además hay que tener presente que el módulo elástico de la dentina es de 18 GPa y que la indicación de SureFil es para colocarse en lugar de la dentina por lo que su comportamiento sería más parecido a ese tejido cuya función es amortiguar las cargas de la masticación transmitidas del esmalte.

Con respecto a los datos obtenidos en la prueba de profundidad de curado y mostrados en la tabla 7 y gráfica 7 se puede observar que la resina SureFil SDR flow alcanzó a polimerizar 5.8 mm a pesar de que en sus especificaciones de polimerización indican hacerlo en bloques de 4 mm; la resina Tetric N-Ceram logró polimerizar un bloque de 5.24 mm a pesar que el fabricante indica polimerizar capas no mayores de 2 mm.

Se puede decir que la resina de obturación en bloque cumple con una mayor profundidad de curado al polimerizar un bloque más grande de lo que especifica el fabricante; del mismo modo, la resina Tetric N-Ceram alcanzó a polimerizar una cantidad mucho mayor a lo especificado por el fabricante y que puede atribuirse al color seleccionado y utilizado en este estudio (A1) permitiendo una mayor refracción de la luz. El color de la resina SureFil SDR Flow para técnica en bloque que se utilizó fue color universal ya que es el único color disponible de esta resina en el país. Yoon y cols, atribuyen la influencia de factores como la translucidez del material, el color, la opacidad y el volumen, al grado de polimerización del material para pruebas de profundidad de curado⁴⁷. Se infiere en que el aditivos o los pigmentos de las resinas podrían influir en que SureFil SDR Flow tuvo mayor profundidad de curado (5.8mm) en comparación con la resina Tetric N-Ceram que tuvo una profundidad poco significativa (5.24 mm).

La profundidad de curado es una medida de la eficiencia de la polimerización, ya que el material que quede sin polimerizar puede migrar al medio bucal y producir reacciones alérgicas en algunos pacientes, así como estimular el crecimiento de bacterias alrededor de la restauración. La norma ISO 4049 exige que estos materiales deben cumplir una profundidad de curado mayor de 2 mm y la pérdida del material sin polimerizar debe ser inferior a 0.5 mm³⁸.

Anunsavice, K. J. Phillips, menciona con respecto a las consideraciones biológicas que “un material que se va a usar en la cavidad bucal debe ser inocuo para la pulpa y los tejidos blandos. Asimismo, no debe contener sustancias tóxicas que puedan ser absorbidas por el sistema circulatorio y desencadenar una respuesta tóxica general; además de no tener agentes sensibilizantes potenciales que pudieran desencadenar respuestas alérgica. Por último, no ser potencialmente cancerígeno”²⁷. Las resinas

compuestas que no quedan totalmente polimerizadas pueden liberar sustancias tóxicas para la pulpa.

Al retirar los excedentes de resina que no lograron polimerizar en la prueba de profundidad de curado, se pudo observar que la resina Tetric N-Ceram terminó con una forma cóncava en comparación con la resina SureFil SDR Flow que tuvo una terminación convexa, esto se puede deber a que la resina al poseer una cantidad menor de matriz orgánica y mayor relleno inorgánico como es el caso de la resina Tetric N-Ceram, y a diferencia de la resina de bloque que tiene menor cantidad de relleno, probablemente haya hecho que se activaran más rápido las cadenas monoméricas y al no haber una adhesión en la superficie de los moldes se contrajeran en dirección al centro de toda la masa del espécimen. Este hecho significa que a mayor tiempo y energía de polimerización, más cantidad de radicales libres se generan, provocando que un mayor número de grupos metacrilato reaccionen⁴⁸.

Por otro lado Ferracane realizó un modelo de predicción de profundidad de curado a partir de la migración fotónica en donde encuentra que la energía mínima necesaria para obtener niveles de curado aceptables varía entre 3.8 y 8.8 J/cm² de la misma manera algunos fabricantes como 3M e Ivoclar recomiendan una intensidad de por lo menos 450 mW/cm² y 20 segundos de exposición por cada capa de 2 mm lo que da como resultado 9 J/cm² de energía de polimerización⁴⁹. Teniendo en cuenta estas referencias, las resinas deberán ser polimerizadas con una lámpara cuya intensidad permita la mayor polimerización y los radicales de las cadenas monoméricas no se enlacen de una manera abrupta; esto debe ocurrir con mayor razón en la polimerización de las resinas para obturación en bloque, ya que es muy importante que aseguren dicha profundidad al momento de polimerizar (4 mm). $(600\text{mW/cm}^2)(20\text{s})=12000\text{mW/cm}^2= 12\text{J/cm}^2$ de energía de polimerización usada en este estudio. A mayor energía mayor intensidad.

En lo que respecta a los resultados de encogimiento y rapidez de polimerización todos estos resultados se obtuvieron de una sola prueba. La diferencia entre encogimiento y contracción es que, encogimiento es un cambio en la relación que existe entre la distancia de las moléculas de monómero libre débilmente unido por fuerzas Van Der Waals y la distancia entre los monómeros estrechamente unidos por un enlace covalente en el polímero. Las moléculas de la matriz de una resina se encuentran alejadas unas de otras, a una distancia promedio de 4 nm antes de la polimerización. Al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm dando como resultado una reducción volumétrica.^{50, 51} Quiere decir que hubo un encogimiento del 38%. En otras palabras, el encogimiento es un cálculo no una medición. Dicho de otra forma es un cambio dimensional de volumen de la masa al ser activada por factores externos, en este caso por una lámpara fotoactivadora, logrando una disminución del volumen del material.

La contracción es una medida no un cálculo del cambio volumétrico, tomando como referencia el ejemplo anterior, la contracción que experimentó el material al polimerizar fue de 1.5 nm.

Un problema de suma importancia en las resinas dentales, es el efecto que causa su contracción cuando se polimerizan. Esta contracción disminuye la efectividad del sellado del material, ya que cuando la resina endurece y se contrae se afecta la adherencia al diente, se generan fisuras y otros defectos que permiten la microfiltración y la formación de nuevas caries. Esta contracción también disminuye las propiedades mecánicas de la resina colocada. De tal modo que al utilizar una lámpara que inicie con una intensidad baja y luego se incremente se puede lograr que la fase de pre gel se prolongue disminuyendo de esta manera las fuerzas que se puedan generar al momento de encogerse la resina.⁵²

La polimerización en rampa comienza a baja potencia (alrededor de $150\text{mW}/\text{cm}^2$) seguido de un incremento lineal hacia una potencia mayor (usualmente el máximo de la lámpara) por diez segundos, y luego permanece a esa potencia por el resto del intervalo de tiempo de polimerizado.⁵³ Motivo por el cual en esta investigación se utilizó una lámpara con sistema incremental (rampa) para evitar una contracción abrupta del material y que esto tuviera un efecto desfavorable en el comportamiento de los materiales.

De igual forma, al utilizar este tipo de intensidad en todas las muestras de resina se pudo observar que además de que el color de ambas resinas influyó en la rapidez de polimerización en los anillos de 1.24 mm de grosor ambas resinas tuvieron una rapidez mucho mayor que las utilizadas en anillos de 3.73 mm de grosor notándose esa velocidad en las resinas de bloque SureFil SDR Flow y atribuidas probablemente al tipo de relleno, los componentes activadores o a la cantidad de monómeros que pudiera contener en su matriz.

Es importante mencionar además que, el fenómeno de encogimiento está directamente asociado a factores como la rapidez con la que la luz es absorbida y la cantidad de luz que absorbe la resina durante la polimerización, circunstancias que podrían estar relacionadas con el grosor de la restauración⁵⁴, en este caso, el grosor de las muestras que se realizaron en esta investigación, si la resina es activada con una luz constante y por más tiempo de lo que recomienda el fabricante, recibirá mayor cantidad de energía pero tendrá la misma rapidez de polimerización, para que ésta aumente se tendría que modificar la irradiancia y dejar el mismo tiempo de polimerización, si se modifican ambos factores la polimerización será más rápida y se producirá un mayor esfuerzo en las paredes de la cavidad creando brechas entre el diente y la resina, y probables microfracturas en las paredes de la preparación

Con respecto a la prueba de sorción acuosa, comparando los promedios se notó que la resina Tetric N-Ceram tuvo un valor de $12.66\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$ mientras que SureFil SDR Flow tuvo un valor promedio de $14.91\ \mu\text{g}/\text{mm}^3$ en muestras de 1.24 mm grosor, este valor mayor de la resina SureFil SDR Flow puede atribuirse a su mayor contenido

de material orgánico. Con respecto a la sorción acuosa mostrada en ambas resinas en las muestras de 3.73 mm de grosor hay una gran diferencia, en estas muestras gruesas Tetric N-Ceram tuvo una sorción de 4.74 y SureFil SDR Flow alcanzó 6.04 esta gran diferencia se pudo deber al volumen de la muestra, así como a la cantidad de muestras que se hicieron.

Según Feilzer y cols.²⁸ ocurre una relajación del esfuerzo con el tiempo, al absorber el material agua de su entorno. Dicha relajación puede, en algunos casos, convertirse en una expansión que puede llegar a contrarrestar la contracción previa. Como es de esperar, esta relajación por absorción acuosa es un proceso lento, que actúa bastante más tarde de lo que lo hace la contracción de polimerización. La tasa de relajación por absorción acuosa depende principalmente del tipo de resina, el tipo de adhesión matriz-relleno, el grado de polimerización de la resina y de su accesibilidad al agua.

Tipo de resina:

Los monómeros de resina Bis GMA, TEGDMA y UDMA absorben más que otros hidrofóbicos.²⁸

Interfase matriz-relleno: La unión entre ambos se consigue, en general, mediante los silanos. Dicha unión es poco estable hidrolíticamente y, si es imperfecta, a su vez se puede formar una interfase a modo de canales de absorción que son favorables para el agua, desde el punto de vista de la relajación, aunque desde el punto de vista de la estabilidad mecánica del material no lo sean.

Grado de polimerización: Porque afecta a la saturación de grupos activos y a la rigidez y permeabilidad tridimensionales de la malla de resina. Con Bis GMA y UDMA siempre hay dobles enlaces remanentes debido a la rigidez de la malla. Además los diluyentes (p. ej. TEGDMA) aportan dobles enlaces no saturados. El grado de conversión está entre el 43.5% y el 73.8% para composites posteriores. Cuanta menor viscosidad tenga el material, mayor grado de curado.²⁸

Accesibilidad del agua: Fundamentalmente en los cementos adhesivos de restauraciones rígidas. Las posibles vías de acceso del agua son:

- Desde el entorno especialmente en el caso de los cementos, ésta es una condición favorable pero poco, porque el camino es largo y el área de acceso pequeña: únicamente la cara expuesta del cemento unas pocas micras. Al ser las zonas externas son las primeras en absorber agua, se crea un gradiente entre éstas y las más internas, aún no hidratadas, añadiendo tensión al conjunto. También desde el entorno puede acceder el agua a través de la restauración, pues todos los materiales de restauración absorben agua, en mayor o menor grado. Esta es, desde luego, una posibilidad con poco peso clínico, probablemente.

- Desde la dentina. Parecido a la consideración anterior, pero con la dificultad añadida de que hay una capa de material -el adhesivo- interpuesta. De todas maneras, también en las restauraciones directas, la absorción acuosa desde la dentina es la más favorable, porque relaja el esfuerzo precisamente en la zona más crítica.²⁸

En lo que se refiere a la prueba de solubilidad se pudo notar que la resina SureFil SDR Flow y Tetric N-Ceram tuvieron una diferencia en centésimas poco significativa, lo cual quiere decir que ambas perdieron poca cantidad de material, después de haber sido sumergidas en agua durante siete días.

Es conveniente conocer la solubilidad o desintegración de cada uno de los materiales que se colocan en boca, que se disuelvan por la saliva, el agua u otros líquidos. Además dicho fenómeno deberá de ser lo más reducido posible respecto al material para mantener la mayor integridad de éste con el paso del tiempo.

Finalmente para la prueba de microfiltración se hicieron las mediciones después de haber seccionado cada molar por la mitad en sentido sagital mesio-distal. La medición de la penetración del tinte se hizo a nivel de la terminación cervical y respetando el nivel gingival; se dio como resultado un promedio mayor de filtración de la tinción de la resina Tetric N-Ceram (534.33 micras de una parte y 548.75 micras en la contraparte dando un valor promedio entre ambas partes de 541.54 micras) a diferencia de la resina SureFil SDR Flow que tuvo un menor valor promedio (485.18 micras de una mitad y 475.64 micras de la contraparte dando un valor promedio entre ambas de 480.41 micras) descartando un molar de la resina SureFil SDR Flow debido a que tuvo el efecto de capilaridad por la entrada de tinción por la cámara pulpar; esto se debió a que fue un tercer molar con falta de formación radicular, a pesar de haberle colocado resina acrílica en dicha zona.

Ninguna de las resinas se pulió o desgastó los excedentes a nivel de la terminación cervical y oclusal a pesar de que durante su colocación se utilizó siempre una banda de celuloide; hubo muestras que incluso utilizando la banda por la fluidez de la resina SureFil SDR Flow se excedió la restauración lo que provoco microfiltración. Clínicamente si sucede esto en dientes de pacientes provocará futuras caries a nivel inferior de las papilas gingivales, por tal motivo se procurará no excederse o grabar y colocar adhesivo un poco más allá de la terminación de toda la cavidad teniendo sumo cuidado a nivel de la encía y además utilizar todos los aditamentos necesarios (cuñas, dique, grapas, banda, etc.) para evitar que el material que llegue a excederse sea mínimo o fácil de pulir, evitando futuras microfiltraciones.

El uso del termociclado representa el cambio de temperatura a que son sometidas los materiales colocados en boca durante el transcurso de una comida (5°–55°C), es decir, frío y caliente; a los que son expuestos los materiales en boca, por lo que es inevitable que estos sufran cambios físico-químicos con el paso del tiempo manifestándose como deterioro y que los cambios dimensionales por efecto de la temperatura favorezcan el fenómeno de la microfiltración. Por otro lado, la menor

rigidez mostrada por SureFil SDR Flow, probablemente favoreció la mejor adaptación de esta resina al diente ante los cambios de temperatura del termociclado, dando como resultado menor microfiltración.

Con respecto al tipo de cavidad en el sector posterior siempre deberemos tener mucho cuidado en la zona de la terminación gingival en cavidades clase II debido a que son zonas que con mayor frecuencia podrán tener desprendimiento del material pudiendo provocar un fracaso de la restauración, por tal motivo es importante y necesario utilizar siempre todos los aditamentos y accesorios como diques, cuñas, bandas, etc. que hasta la fecha existen para lograr un buen sellado, evitar brechas y a la larga problemas pulpares, entre otras consecuencias que se pueden provocar en la restauración

4.10 CONCLUSIONES

- Prueba de flexión. Las resinas estudiadas en esta prueba cumplieron los parámetros establecidos por la Norma 27 de la ADA de 80 MPa (Tetric N-Ceram 91.11 MPa. y SureFil SDR Flow 82.29 MPa.).La resina con valores más altos fue Tetric N-Ceram, sin embargo, el módulo elástico alto implica mayor rigidez, mientras que SureFil SDR Flow obtuvo un módulo de elasticidad más bajo.
- Profundidad de curado. Ambas resinas cumplieron los valores estipulados por la Norma 27 de la ADA mayor de 2 mm a menos que el fabricante declare una solidificación que exceda 5 mm (Tetric N-Ceram 5.24 mm y SureFil SDR Flow 5.8 mm).
- Sorción acuosa y solubilidad. Las muestras que se utilizaron para estas pruebas no corresponden a las dimensiones que establece la Norma 27 de la ADA (0.5 ± 0.1 mm de grosor y diámetro de 15 ± 1 mm) ya que se utilizaron muestras de 1.24 mm y 3.73 mm de grosor; las muestras que tuvieron mayor sorción de agua fueron las de 1.24 mm (Tetric N-Ceram $12.66 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ y SureFil SDR Flow $14.91 \mu\text{g}/\text{mm}^3$). Las muestras de 3.73 mm de grosor presentaron baja sorción acuosa Tetric N-Ceram ($4.74 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) y SureFil SDR Flow ($6.04 \mu\text{g}/\text{mm}^3$).De acuerdo a estos resultados podemos inferir que la resina para técnica en bloque (SureFil SDR Flow) contiene mayor resina que la Tetric N-Ceram y por eso hubo mayor sorción.

En la prueba de solubilidad la resina que tuvo menor pérdida de material fue Tetric N-Ceram ($3.16 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) que SureFil SDR Flow ($3.99 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) en muestras de 1.24 mm de grosor. En las muestras de 3.73 mm grosor hubo menor pérdida en la resina Tetric N-Ceram ($0.63 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) que SureFil SDR Flow ($0.65 \mu\text{g}/\text{mm}^3$).

- Microfiltración. La resina para obturación en bloque (SureFil SDR Flow) mostró menor microfiltración que la resina para obturación en capas (Tetric N-Ceram) a nivel de la terminación cervical de la cavidad Clase II.

A mi consideración las resinas como todos los materiales dentales siempre van a estar expuestos a sufrir problemas físicos, químicos o mecánicos dentro de boca sin importar la técnica de llenado de la cavidad que se utilice; es por ello muy importante cuidar que cada paso que conlleva realizar una restauración se lleve a cabo con suma precaución y cuidado, utilizando materiales de acuerdo a sus indicaciones y teniendo en cuenta sus alcances y limitaciones para lograr los mejores resultados en el desempeño de las restauraciones.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1.- Alves Cardoso Rielson J. *Estética dental nueva generación*, Artes Médicas Latinoamericanas, Sau Paulo Brasil, 2003.
- 2.- Baratieri Luis Narciso *.Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores*, edit. Artes Médicas Latinoamericanas, Sau Paulo Brasil, 2001.
- 3.- Burdairon Gerald. *Manual de biomateriales Dentales*, edit. Massona, Barcelona, 1991.http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/odontologia/2004480/capitulos/capitulo5/adhesion_estructura_dentaria.html
- 4.- Hervás García A, Martínez Lozano M A, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, FosGalve A, *Composite resins. A review of the materials and clinical indications*. Lecturers in Dental Pathology and Therapeutics. Cardenal Herrera-CEU University Moncada. Valencia, 2006; 11:E215 20.
www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv11_i2_p215.pdf
- 5.- Blanco Alonso J, Sanz Alonso C, *Rehabilitación de la sonrisa mediante resinas compuesta*. Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid., Gaceta dental 248, junio 2013.http://www.gacetadental.com/wp-content/uploads/OLD/pdf/248_CIENCIA_RehabilitacionSonrisaResinas.pdf
- 6.- Pérez Ramírez T, *La contracción de las resinas compuestas en dientes posteriores*. Tesina UNAM, 2008.
- 7.- Aschheim Kenneth W. *Odontología estética, una aproximación clínica a las técnicas y los materiales*, 2º ed, Elsevier, Madrid España, 2001.
- 8.-Conte Jr. N, Goodchild J. Flowable Composite Resins: Do They Decrease Microleakage and Shrinkage Stress? Compendium of Continuing Education In Dentistry (15488578) [serial on the Internet]. (2013, June 2), [cited June 12, 2013]; 1-7. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=88054083&site=ehost-live>
- 9.- Macchi L. R, *Materiales Dentales*, 3º ed, Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina.
- 10.- Guzmán Báez H J, *Biomateriales de uso clínico*, 3ºedic., ECOE edic. Bogotá D.C., 2003.
- 11.- Cuevas Suárez C E. *Resina polimerizada por apertura de anillos, nueva posibilidad de material compuesto en odontología*. Tesina Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, mayo 2010.
http://www.uaeh.edu.mx/nuestro_alumnado/icsa/licenciatura/documentos/Resina_Polim erizada_.pdf

- 12.- Saravia RM. Nanotecnología y su aplicación en odontología estética y restauradora – caso clínico. 2002. (accedido en Mayo 2004) disponible en: URL: <http://www.odontologiaonline.com>
- 13.- Cianconi L, Conte G, Mancini M, “Vertise Flow: La evolución en composites fluidos” clinical report (Kerr).
- 14.- Baldión Elorza P A, Vaca Hortua D A, Álvarez Silva C A, Agaton Montes D A, *Estudio comparativo de las propiedades mecánicas de diferentes tipos de resina compuesta*, Colombian Journal of Dental Research, 1 (3); 2010. www.rcio.org/index.php/rcio/article/view/15/21
- 15.- Cova J. *Biomateriales Dentales*. 2da ed. Amolca, Venezuela, 2010.
- 16.- Baratieri Luis N, *Operatoria dental procedimientos preventivos y restauradores*, 2º ed, Quintessence Sau Paulo Brasil, 1993.
- 17.- Guzmán BH. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 3 ed. Santa fe de Bogotá: .C. ECOE Ediciones; 2003. p, 11-12.
- 18.- Beros Collío I A, *Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual*. Tesis, Universidad de Chile, Santiago Chile 2006. http://www.cybertesis.cl/tesis/uchile/2006/beros_i/sources/beros_i.pdf
- 19.- Veranes Y. Ramírez G. Krael R. Martin J.M, *Estudio aerosil Spernat D 10 como relleno de preparaciones de resinas compuestas.*, Revista Cubana de Química. <http://www.uo.edu.cu/ojs/index.php/cq/article/viewFile/1944/1497>, 2003.
- 20.- Roberson T S, *Arte y ciencia de la odontología conservadora*, 5º ed, Elsevier, Madrid España, 2007.
- 21.- Silva H, *Odontología Restauradora*, 2a ed, Argentina Panamericana; 2008.
- 22.- Rodríguez G, Douglas R, Pereira S, *Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas*. http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0001-63652008000300026&script=sci_arttext, Acta odontológica venezolana, dic.67 2008.
- 23.- Machuca Reyes V O, *Prototipo de simulador dental para mejorar la microfiltración en las restauraciones de las piezas dentaria*. Magister por la Escuela de Postgrado de la Universidad Alas Peruanas. Tesis www.uap.edu.pe/Investigaciones/ESP/Revista_08_Esp_03.pdf.
- 24.- Castillo A. Evaluación de la resistencia flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina. Tesis Universidad San Francisco de Quito, Diciembre 2011.
- 25.- Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. J Dent Res 1999; 78:1304-11.

- 26.- Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. *Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration*. Dental Materials, 2011; 27, Issue (12); Pages 1221-1228
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564111008578>
- 27.- Anunsavice, K. J. Phillips, *Ciencia de los materiales dentales*, 11° ed, Madrid España, 2004.
- 28.- De la Macorra García J.C. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odontología Conservadora - Vol. 2 No 1*.
http://eprints.ucm.es/5045/1/La_contraccion_de_polimerizacion_de_los_materiales_restaura.pdf
- 29.- Bottino M A. *Nuevas tendencias Odontología estética Vol. I*, Artes Médicas Latinoamericanas, Sau Paulo Brasil, 2007.
30. - Burgess J, Cakir D. Comparative Properties of Low-Shrinkage Composite Resins. *Compendium of Continuing Education In Dentistry (15488578)* [serial on the Internet]. (2010, May 2), [cited June 12, 2013]; 3110-15. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=50318160&site=ehost-live>
- 31.- Jorclan Ronald E. *Grabado compuesto estético, técnicas y materiales*. 2° ed, Mosby Doyma, España, 1994.
- 32.-Díez Cubas Cesar, Comparación in Vitro Por Microfiltración de Dos Sistemas Restaurativos Dentarios Diferentes, edit., Visión Net, Madrid, España.
- 33.- Schmidseder Josef. *Atlas de odontología estética*. Editorial. Masson, España, 1998.
- 34.-LoisMastach FJ, Paz Roca C, Pazos Sierra R., Rodríguez-Ponce A, Estudio in vitro de microfiltración en obturaciones de clase II de resina compuesta condensable. Vol. 20 Núm. 2-2004.
- 35.- Ramos RP, Chinelatti MA, Chimello DT, Dibb RG. *Assessing microleakage in resin composite restorations rebonded with a surface sealant and three low-viscosity resin systems*, Quintessence Int. 2002;33(6):450-6.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12073726>
- 36.-Stockton L W, Tsang S, *Microleakage of Class II Posterior Composite Restorations with Gingival Margins Placed Entirely within Dentin*, 2007; 73,(3). JCDA.
www.cda-adc.ca/jcda
- 37.- Nazari A, Sadr A, Saghiri MA, Campillo-Funollet M, Hamba H, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. *Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography*. Dental Materials, 2013, 29, Issue 3, 278-286.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112004617>

38. – Veranes P Y ,Autran M F, Álvarez-B R, Gil-Mur F J. *Depth of cure and mechanical properties of experimental light-cured composite resins* Centro de Biomateriales. Universidad de La Habana. Ciudad de La Habana. RCOE, 2005, 10, (2), 151-170.
<http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v10n2/original2.pdf>
- 39.- Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. *Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?* Dental Materials, 2012; 28(5); Pages 521-528.
40. - Norma ANSI/ADA Specification No. 27 for Resin-Base Filling Material, American National Standard/ American Dental Association, 1993, Chicago IL, Pag. 1-36.
41. -Perfil técnico de la resina compuesta SureFil SDR Flow (Dentsply).2013.
- 42.- Perfil técnico de la resina compuesta Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent). 2013
- 43.- Ramírez R A, Gómez L. y cols, *Evaluación de las propiedades flexurales y reológicas de cinco resinas compuestas formuladas para restauraciones anteriores*, acta odontológica Venezolana 2010 Feb; 48 (4): 7-8.
www.actaodontologica.com/ediciones/2010/4/art14.asp
- 44.- Jeffrey Y. Thompson, NOVA Southeastern University, Ft. Lauderdale, FL, *SonicFill™, Resistencia a la flexión*, Kerr Corporation - SonicFill– Portafolio de Investigación Científica. Pág. 14
- 45.- Craig R., O'Brien W., Powers J. *Materiales Dentales*. Ed. Harcourt Brace 1996; Cap.4, ed.6.
- 46.-Studervant J., Heymann H, Roberson T. *Operatoria Dental. Arte y Ciencia*. Ed. Harcourt Brace. España. Marzo 1999.3.ed.
- 47.-Yoon TH, Lee YK, Lim BS. Kim CW. Degree of Polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 1165-1173.
48. - Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002; 18:463-9.
49. - Ferracane JL. Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J Esthet Restor Dent* 2001; 13:121-30.
- 50.- Martínez CE, Vera GR, Martínez BG, *Análisis del efecto del poli [bis (HEMA)-fosfaceno] y poli [(HEMA- g-PLA) fosfaceno] en la contracción de fotopolimerización de Bis-GMA: TEGDMA*, © Sociedad Mexicana de Ciencia y Tecnología de Superficies y Materiales, Superficies y Vacío 25(1) 21-25, marzo de 2012
http://smcsyv.fis.cinvestav.mx/supyvac/25_1/SV2512112.pdf

52.- Baena M T, Guerrero I J, Álvarez G C, Celis R L, Polymerization-induced shrinkage of dual cements through different thicknesses of ceramic materials, Facultad de Odontología, UNAM, 16(4) Octubre-Diciembre 2012 pp. 237-241
<http://www.journals.unam.mx/index.php/rom/article/view/34195/31191>

53.- Suh BI, Li F, Wang Y, Cripe C, Cincione F, de RjikW. The effect of the pulse-delay curing technique on residual strain in composites. *Compendium of continuing education for dentistry* 1999; 20: 4-12.

54.- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives, *Dent Mater* 1999;15; pp 128-137.