

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**Estudio comparativo entre una resina compuesta
caduca y una resina compuesta vigente.**

TESIS

Que para obtener el Título de:

CIRUJANA DENTISTA

Presenta:

ROCÍO GARCÍA GÓMEZ

Director: Mtro. Carlos A. Morales Zavala.

Asesor: Mtro. Arturo Fernández Pedrero.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos.

A Dios, que día a día me da fuerza y fe para lograr cada sueño, propósito y meta, por la oportunidad de estudiar una carrera y culminarla, por mi familia, amigos, por todo... gracias todo te lo debo a ti!.

A la mujer más importante en mi vida, mamá, tu amor, apoyo incondicional, ejemplo de fuerza, superación y sabiduría, siempre has estado conmigo en las buenas y malas, empujándome siempre hacia delante, levantándome aún en las caídas más grandes... llenas de orgullo, amor y respeto mi vida, sólo le pido a Dios poder devolverte un granito de lo mucho que haces por mí y un pedacito de cielo a tu lado, te amo!.

Papá, por tu apoyo y cariño, por las palabras de aliento, los años a tu lado, aunque no has estado en prescencia, este sueño y logro también son tuyos, esperando llenarte de orgullo y recompensar los años de dedicación, te quiere tu pollito, gracias¡.

A la memoria del hombre que me enseñó que la vida vale la pena cuando se muere luchando y disfrutando de ella... a ti abuelito, que aunque Dios te dio el tiempo necesario y la oportunidad de disfrutar conmigo la noticia de que me habían aceptado en la carrera que quería y que ya no pudiste disfrutar y compartir esta felicidad, gracias por todo, pero sé que aunque en prescencia no has estado, tú fuerza y espíritu me acompañan.

A mis hermanas, gracias por su amor y apoyo, por estar conmigo, en especial a ti gordita, fuiste un ejemplo para mí, por tu comprensión, cariño y cuidados, por ser más que una hermana, por el mejor regalo, mi sobrino kikis, porque sin ustedes tres este logro no sabría igual, las quiero.

A mi familia, son parte de este logro, por su apoyo, ayuda incondicional, amor, cariño y confianza; tía, eres única, te quiero, Sally, sabes que siempre voy a agradecer toda tu ayuda y apoyo eres como mi hermana, Enrique y Miriam, siempre han sido súper especiales, Roberto, estos años han sido pocos pero te agradezco todos y cada uno de los detalles que has tenido, te quiero, y a todos mis sobrinos saben que los quiero y siempre están presentes en mi corazón.

Fer, eres una persona súper especial en mi vida, gracias por tu amor, consejos, ánimo, ayuda, apoyo, abrazos, tus palabras de aliento en los momentos más difíciles, nunca me has dejado sola, por los detalles, que por muy pequeños, para mí valen oro, por ser parte de mis sueños y logros, porque todo esto tiene un sentido especial desde que llegaste a mi vida, hoy, mañana y siempre, te amo pollito, gracias por todo... siempre juntos¡.

Amiguis; Saúl, Efra, Concha, Jimi, Viole, Claus, Nany, Alicia y los que faltaron, todos son súper especiales para mí, por su apoyo, comprensión y cariño, en las buenas y malas y todos los buenos momentos, gracias por su amistad, valen 1000.

Carlos, has sido mi mejor maestro y un súper amigo, no tengo palabras para agradecerte todo lo que me has enseñado y ayudado, gracias por todos y cada uno de tus consejos, de las oportunidades que me has dado y por confiar en mí, por ayudarme en uno de mis más grandes sueños y todas tus valiosas enseñanzas; respeto, responsabilidad, perseverancia, compromiso, pero sobre todo amistad, te quieroj.

A mis doctores, Dr. Carlos, Garcilazo, Cortés, Quique, ustedes saben que significan para mí, sus enseñanzas y conocimientos hicieron de mí una mejor persona, lo que ustedes me enseñaron a lo largo de este camino, fueron más que conceptos, fue una forma de vida, graciasj.

A mi Universidad, donde se me dio la oportunidad de cursar mi carrera, porque hoy más que nunca me siento muy orgullosa de formar parte de esta institución y de ser 100% universitaria, por seguir brindándome la oportunidad de cosechar más triunfos y logros llevando su nombre muy en alto, y por que en mí, siempre... ”por mi raza hablará el espíritu”.

Índice.

	Pág.
*Agradecimientos.	2
1.Resumen	6
2.Antecedentes.	7
2.1.Definición.	8
2.2.Usos.	8
2.3.Composición.	8
2.4.Función de cada componente.	8
2.5.Formulación.	10
2.6.Sistema de polimerización.	11
2.7.El refuerzo.	11
2.8.Biocompatibilidad.	12
2.9.Clasificación.	13
2.10.Macrorrelleno.	13
2.11.Partícula pequeña.	13
2.12.Microrrelleno.	14
2.13.Híbridas.	15
2.14.Resinas fluidas.	16
2.15.Resinas autocurables o de curado químico.	16
2.16.Resinas fotocurables.	17
2.17.Resina compuesta de primera generación.	18
2.18.Resina compuesta de segunda generación.	18
2.19.Resina compuesta de tercera generación.	18
2.20.Resina compuesta de cuarta generación.	18
2.21.Resina compuesta de quinta generación.	19
2.22.Clasificación de acuerdo con la norma 27 de la Asociación Dental Americana.	19
2.22.1.Clase A.	19
2.22.2.Clase B.	19
2.22.3 Tipo I.	19
2.22.4.Tipo II.	19
2.23.Indicaciones o usos.	19
2.24.Variantes en su presentación.	20
2.25.Grabado del esmalte.	21
2.26.Grabado de la dentina o grabado total y uso de adhesivos.	21
2.27.Contracción por polimerización.	22
2.28.Propiedades térmicas.	22
2.29.Terminado.	22
2.30.Tintes.	22
2.31.Vida útil de almacenamiento.	23
2.32.Estética.	23
2.33.Selección de materiales para protección pulpar al utilizar resinas compuestas.	23
2.34.Modificadores ópticos.	23
3.Artículos.	24
4.Perfil técnico del producto.	27
5.Planteamiento del problema.	29
6.Justificación.	29

7.Hipótesis.	29
7.1.Hipótesis nula.	29
7.2.Hipótesis alterna.	29
8.Objetivos.	29
8.1.Objetivos generales.	29
8.2.Objetivos específicos.	30
9.Metodología.	30
9.1.Materiales.	30
10.Métodos.	32
10.1.Profundidad de curado de materiales tipo II (fotopolimerizables).	32
10.2.Fuerza flexural.	33
10.3.Sorción acuosa y solubilidad.	34
10.4.Sorción acuosa.	35
10.5.Solubilidad.	36
10.6.Resistencia a la compresión.	36
10.7.Contracción por polimerización.	37
10.8.Determinación de la contracción.	37
11.Resultados.	39
11.1.Profundidad de curado.	39
11.2. Resistencia flexural.	40
11.3. Sorción acuosa.	41
11.4. Solubilidad .	41
11.5. Resistencia a la compresión.	42
11.6. Contracción por polimerización.	43
12.Discusión.	44
13.Conclusiones.	47
14.Bibliografía.	49

Resumen.

Los odontólogos utilizan en muchas ocasiones materiales dentales en estado caduco, ya sea por falta de revisión constante o por un inadecuado almacenamiento de los materiales, sin saber que tanto pierden o disminuyen sus propiedades físicas.

Es necesario comprobar, que tanto las resinas compuestas caducas pierden propiedades físicas, para que el odontólogo, conozca los posibles efectos nocivos en la calidad de su trabajo y también logre tener un adecuado control y mantenimiento de los materiales dentales utilizados.

Con la ayuda de la Norma ANSI/ADA 27 y de la Norma 4049 de la ISO/ADA para resinas compuestas, se realizaron pruebas físicas y de resistencia, consistentes en: Resistencia flexural, Sorción y Solubilidad en agua, Resistencia Compresiva y Profundidad de Curado, obteniendo resultados que servirán para conocer sus ventajas y desventajas al utilizar resinas caducas y/ o vigentes.

Los resultados obtenidos en las diferentes pruebas ya mencionadas no fueron relevantes estadísticamente, por lo que se sabe que, con el tiempo de caducidad que se manejó en este estudio, no se alteran sus componentes y pueden seguir siendo utilizadas sin inconveniente.

Esta información servirá para proporcionar al odontólogo herramientas para que conozca el buen funcionamiento de los materiales dentales que están a su alcance y lleve a cabo restauraciones sin poner en riesgo la calidad de su servicio profesional.

Antecedentes.

En 1905 y hasta los años 60 se usaron los cementos de silicato como material de obturación. A partir de los años 50, comienzan a utilizarse cementos a base de metacrilato y dimetacrilato con el propósito de evitar la irritación pulpar producida por los cementos de silicato.¹

Se comienza con las llamadas resinas acrílicas reforzadas con vidrio, sílice, alumina, diamante y hasta aleaciones de plata.¹

Han sucedido variantes en los auxiliares de su manipulación, como son: las presentaciones, formas de polimerización, equipo especial para su colocación, pulido y terminado, para lograr un mayor sellado y permanencia, destacan algunos cambios importantes en cuanto al grabado ácido, el uso de adhesivos específicos y los procesos de polimerización, sin dejar de considerar los tamaños de partículas y proporciones de relleno.²

El Dr. R. L. Bowen desarrolló en los años sesenta, una molécula orgánica polimérica que tiene menores cambios dimensionales llamada bisfenol a glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aún más el cambio dimensional aumentando su resistencia. Esta mezcla del material orgánico e inorgánico tratado con un silano órgano funcional para poder unirse con el orgánico, es lo que recibe el nombre de resina compuesta.²

A continuación se enuncia la evolución de las resinas compuestas, citando algunos de los eventos más importantes como por ejemplo:

- 1941. Se introduce el Sistema iniciador peróxido-amina.
- 1950. Resinas acrílicas.
- 1962. Monómero de Bowen.
- 1963. Primer compuesto de macrorrelleno (cuarzo).
- 1970. Sistema iniciado por luz UV para uso odontológico.
- 1974. Introducción de los microrrelenos.
- 1977. Microrrelleno en dientes anteriores.
- 1977. Primer compuesto curado por luz visible.
- 1980. Primer híbrido.
- 1982. Compuesto para incrustaciones.
- 1983. Macrorrelenos altamente cargados.
- 1984. Microrrelenos radiopacos.
- 1996. Resinas compuestas fluidas.
- 1998. Resinas compuestas empacables.¹

Definición.

Para entender una resina compuesta, se deberá, inicialmente, definir un compuesto, el cual es una pasta de material restaurador basado en resinas que actúan como un aglutinador orgánico monomérico, que contiene al menos 60% de relleno orgánico, junto a un sistema que produce la polimerización.¹

Usos.

Actualmente las resinas compuestas se utilizan como material de obturación en dientes anteriores y posteriores, temporales y permanentes, fracturados, erosionados, recubrimientos de dientes moteados o pigmentados, cementación de brackets, puentes Maryland, incrustaciones, onlay, selladores, reconstrucción de muñones, coronas y puentes fijos, carillas, base de obturaciones y de prótesis.¹

También se pueden utilizar como restauración clase II, bordes incisales fracturados, en cavidades clase I.³

Composición.

Composición general de las resinas compuestas.¹

Monómero	Dimetacrilato aromático (bis-GMA)
Diluyente	Monómero (metacrilato de metilo)
Activadores	Térmicos, químicos, fotoquímicos (luz uv y visibles)
Iniciadores	Resinas termocurables; peróxido de benzoilo, autocurables; peróxido de benzoilo y amina, fotocurables; luz uv benzofenonas, luz visible cetonas aromáticas.
Relleno	Silicato, dióxido de silicio
Tratamiento del relleno	Agentes de enlace, vinilo silano, gamma metacriloxipropilsilano
Inhibidores o estabilizadores	Quinonas (hidroquinona) éter monometílico de la hidroquinona
Material radiopaco	Fluoruro de bario
Pigmentos	

Función de cada componente.

El monómero tiene características como: biocompatibilidad, buenas propiedades físicas, estabilidad química en el medio bucal y de color, alta reactividad (a baja temperatura) vida útil larga, libre de sabor y olor.¹

Algunos ejemplos de diluyentes más usados son el metacrilato de metilo y el dimetacrilato de trietilenglicol, que forman un polímero de cadenas cruzadas y polimerizan por adición.¹

Los activadores inducen el proceso de polimerización, los térmicos (calor), químicos (aminas terciarias) y fotoquímicos (luz azul y LED).¹

Los iniciadores, comienzan la reacción química y son capaces de romper la doble ligadura del monómero para convertirlo en polímero. La formación rápida de radicales libres a bajas temperaturas, alta reactividad de los radicales formados, vida útil larga, baja tendencia a la decoloración, baja toxicidad, estar libres de olor, ser incoloros son algunas de sus características.¹

También pueden usarse para resinas termocuradas, autocuradas o fotocuradas.

El peróxido de benzoilo debido a su reactividad y estabilidad a bajas temperaturas, al aplicarle calor, se desdobra en radicales libres capaces de romper la doble ligadura del monómero e iniciar la reacción de polimerización. Para la fabricación de incrustaciones, coronas y puentes fijos.¹

Las resinas de autocurado por el peróxido de benzoilo y una amina aromática como activador, tiene una reacción de oxidación-reducción que produce radicales libres que inician la polimerización. Las resinas curadas por luz uv con benzoinas y cetonas y las resinas curadas por luz visible por dicetonas.¹

El material de relleno debe cumplir con algunas características como son ser incoloro, resistente a la disolución en agua o sustancias químicas, índice de refracción entre 1.45 y 1.55, poco tóxico, alta dureza y efecto de refuerzo al polímero.¹

Características de los diferentes tipos de relleno.¹

Relleno	%	Características
Cuarzo	10	Más estable, más duro de pulir, puede abrasionar el esmalte opuesto
Estroncio/borosilicato de vidrio	5	Dureza media
Aluminosilicato de litio	Poco	
Silicato de bario	50	Dureza media, muy radiopaco, inestables hidrolíticamente
Silicato de cinc	Poco	
Sílice coloidal	100	Baja dureza, aumenta la viscosidad mejora la condensabilidad
Iterbio, itrio	Poco	Aumenta la radiopacidad

Los vidrios de sílice son radiopacos por la incorporación de metales pesados como bario, estroncio, lantano y bismuto que no influyen negativamente sobre las propiedades del vidrio y por toxicidad se requiere que sean mínimamente solubles. Los microrrellenos (dióxido de silicio amorfo y ácidos silicios altamente dispersos) añaden prepolímeros estabilizados, polímeros fragmentados, incorporando al compuesto ácido silícico silanizado altamente disperso en un monómero prepolimerizado.¹

El tratamiento del relleno se hace con agentes de enlace debido a que no forman cuerpo con la matriz y no se adhieren a ella. Este tratamiento mejora la resistencia a la tracción y compresión, evitando que las partículas se desprendan debido a fuerzas masticatorias. El más utilizado es vinilsilano o gamma metacriloxipropilsilano.¹

Los inhibidores, son sustancias que se agregan al compuesto para evitar la polimerización espontánea y aumentar la vida útil del material (hidroquinona y éter monometílico de la hidroquinona).¹

Para el material radiopaco se ha utilizado vidrio de fluoruro de bario y trifloruro de iterbio.¹

Formulación.

Las fórmulas de las resinas compuestas poseen 3 componentes fundamentales que son:

En la matriz orgánica, la molécula de Bowen es de naturaleza híbrida acrílica-epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos (oxiranos) terminales se reemplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como Bis-GMA.⁴

De acuerdo con Braden posee características notables:

El núcleo de bisfenol se encuentra presente en muchos plásticos policarbonatos y polisulfonas, polímeros termoplásticos.⁴

Los grupos terminales metacrílicos pueden ser polimerizables por los métodos anotados de peróxido de benzoilo con iniciador y los grupos activadores.⁴

Los grupos hidroxílicos inducen la unión por el hidrógeno que es un material de alta viscosidad.⁴

La contracción de una resina compuesta por polimerización es mucho menor que las resinas de metacrilato de metilo, en la molécula híbrida el grupo acrílico es solo una pequeña parte de la gran molécula, no es volátil, su reacción exotérmica es baja, el tamaño de la molécula y su poca movilidad disminuye la posibilidad de penetración en los túbulos dentinales, siendo así menos irritante. Este copolímero es mucho más resistente, y de mejores propiedades físicas. Bowen ha propuesto la formación de nuevos comonómeros, teniendo en cuenta que la molécula de Bis-GMA no posee una completa estabilidad de color, adiciono estabilizadores de color (sustancias que absorben luz uv), además de su alta viscosidad y dificultad de purificación.⁴

Bowen nos describe la síntesis de 3 monómeros menos viscosos con buena estabilidad de color y otras propiedades mejoradas, son el resultado de reacciones de condensación entre el 2-hidroxietil metacrilato y los correspondientes cloruros ácidos de isómeros del ácido ptalico. Los 3 monómeros propuestos son:

- MEI BIS 2 -metacril oxi-etil isoptalato
- MET BIS 2 -metacriloxi-etil teraptalano
- MEP BIS 2 -metacril oxi-etil ptalato.⁴

Sistema de polimerización.

El sistema de polimerización de las resinas es a base de peróxido de benzoilo y un activador que puede ser una amina terciaria o un derivado del ácido sulfínico para-tolildieta-nolamina.⁴

El refuerzo.

El refuerzo de la fase inorgánica adicionada a la matriz de polímeros, permitirá en alta concentración aumentar las características de resistencia compresiva, tensional, aumento de la dureza y resistencia a la abrasión, disminución del coeficiente de expansión térmica, así como la contracción volumétrica de polimerización. Puede oscilar entre un 50 hasta 84%. Como ejemplo mencionaremos al cuarzo fundido, vidrio de aluminio, silicato, vidrio de boro-silicato, silicatos de litio y aluminio, fluoruros de Ca, vidrio de estroncio, vidrio de Zn, zirconio.⁴

Una de las características del refuerzo es que se usan diferentes tamaños, micro partícula, tamaños grandes o híbridas, en el caso de que se requiera radiopacidad se adiciona vidrio de bario, estroncio y/o lantano.⁴

Los agentes de unión sirven para que una sustancia utilizada como refuerzo, actúe como tal, es necesario que dicho refuerzo tenga unión química a la sustancia a la cual va a reforzar, para facilitar la unión entre 2 fases completamente diferentes químicamente, la orgánica o de polímeros y el refuerzo inorgánico se utilizan los agentes de unión. El agente de unión más efectivo y de uso actual es el metacril-oxi-propil-trimetoxisilano. Los dobles enlaces de esta molécula permiten la fácil unión a los monómeros metacrílicos.⁴

La composición del agente de unión comercial es la misma que la de la matriz de la resina compuesta. Tiene una adhesión verdadera a la estructura del diente, la resina en el agente de unión ha sido diluida por otros monómeros con baja viscosidad y moja con facilidad la superficie. Penetra con libertad en las pequeñas porosidades producidas del grabado ácido y allí polimeriza, cuando la resina compuesta de restauración se inserta en la cavidad, polimerizará el agente de unión sobre la superficie de la cavidad. Se obtiene una mejor adaptación a las paredes de la cavidad del esmalte y se mejora la retención mecánica de la restauración.⁶

Las partículas de relleno se enlazan a la matriz de resina, permitiendo que la matriz del polímero más flexible transfiera las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. Un agente de acoplamiento aplicado puede impartir propiedades física y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.⁵

Propiedades físicas y mecánicas de materiales estéticos utilizados en operatoria. ⁴

Propiedades	Silicatos	Resinas acrílicas	Resinas compuestas
Resistencia compresiva (MPa)	186-207	71.7	210-290
Resistencia tensional	13	22.8	35-55
Modulo elástico	25000	2.340	8.000-16000
Dureza (Knoop)	65	16-20	50-55
Coefficiente de expansión térmica	7.6	80-90	26-40
Contracción de polimerización	-	5.2%	1.2%
Solubilidad en agua mg/cm ²	3.5	0.23	0.01-0.06

Biocompatibilidad.

Como parte integrante de la molécula Bis-GMA, molécula híbrida acrílico-epóxica, se debe tener en cuenta, el requerimiento de proteger la dentina expuesta mediante el uso de un cemento o base intermedia, recordando que el efecto irritante *per se* de los polímeros acrílicos no es el único, ni mucho menos es el más decisivo. ⁴

La desadaptación y pérdida de sellado entre el material restaurador y las paredes dentarias permitiendo el fenómeno de percolación marginal con entrada constante de microorganismos, fluidos, restos alimenticios, etc., es quizás el de mayor significado en el proceso de irritación y alteración de la normalidad dentino-pulpar. ⁴

En los estudios citotóxicos de Wennberg y colaboradores, se lleva a cabo la colocación de muestras del material dentro de un cultivo de células vivas, en donde se ha demostrado relativa biocompatibilidad de las resinas compuestas. En el mismo estudio, observó la reacción dentino pulpar, al colocar resinas compuestas en contacto directo con dentina recién cortada en dientes de mono, realizando el estudio con 2 clases de resinas compuestas: una de polimerización química Adaptic y la segunda de fotocurado Fotofil y un tercer material de óxido de zinc eugenol como testigo. Encontrando así que, en el caso de Fotofil existió un aumento en la reacción irritante al termino de los 78 días, se demuestra, que puede presentarse recurrencia de inflamación pulpar en el caso de que se presente contaminación e infección por diferencias en el sellado del material restaurador. ⁴

En su respuesta biológica, las resinas compuestas después de una correcta y total polimerización, son un material sin problemas de biocompatibilidad, aunque deficiencias en su colocación producen una reacción de irritación desde sensibilidad dental, hasta muerte pulpar. ²

Siempre que la preparación de la cavidad sea profunda, la pulpa deberá protegerse con una base de cemento de hidróxido de calcio, para colocarlo sobre el piso de la cavidad antes de insertar la resina. ⁶

Podemos mencionar que los efectos adversos sobre los tejidos bucales provocan que la superficie rugosa que produce la abrasión facilite la acumulación de placa y ello puede dañar las estructuras que rodean al diente.⁷

También debemos citar que los efectos beneficiosos sobre los tejidos no existen como tal para el diente utilizando estos materiales, la incidencia de caries secundaria es muy baja.⁷

Clasificación.

Las resinas compuestas tienen varias formas de clasificarse, pero comenzaremos por clasificarlas de acuerdo con el tamaño de su partícula.

Clasificación de resinas compuestas de acuerdo con el tamaño de las partículas.¹

Tipo	Promedio del tamaño de las partículas (µm)
Macrorrelleno	50 (30-50)
Pequeña	0.5 (0.4-0.6)
Híbrida	Partículas > 1.0 µm de vidrio
Microhíbrida	Partículas < 1.0 µm de vidrio
Microrrelleno	Partículas promedio de 0.04 µm

Macrorrelleno.

Las resinas de macrorrelleno tienen una alta carga de relleno (68 a 80%) y resistencia a la fractura, son poco pulibles, sirven para grandes restauraciones de corona expuestas a tensiones oclusales, restauraciones incisales en anteriores mandibulares y posteriores de clase II.¹

Partícula pequeña.

Las resinas compuestas con el relleno de partícula pequeña presentan gran resistencia a la fractura de media a alta, alta carga de relleno, resistencia compresiva de media a alta, buen pulido, pero menos brillante que los microrrellenos, son semipulibles, excelente estabilidad de color, buena resistencia al desgaste.¹

Microrrelleno.

Este tipo de partículas se obtienen por medio de hidrólisis y precipitación, con un tamaño promedio de entre 0.04 micrones y en la actualidad 0.05 a 0.1 micrómetros.⁴

El uso de estas, al ser adicionadas en forma directa a la mezcla líquida de monómeros, los torna extremadamente viscosos y difíciles de manipular.⁴

Las fórmulas de micropartículas pueden ser:

- A) Complejos de micro partículas unidos a plásticos pre-polimerizados. La sílice coloidal se incorpora dentro de una matriz de resina que polimeriza por el sistema de termocurado, se procede a pulverizar en 1 a 200 micrones. El término usado por algunos de relleno orgánico es incorrecto, la micro partícula se ha adicionado dentro de una matriz de resina previamente polimerizada y pulverizada posteriormente.⁴
- B) Complejos de micro partículas incorporadas en polímeros esféricos: partículas prepolimerizadas esféricas. La sílice coloidal es incorporada dentro de esferas poliméricas parcialmente polimerizadas con 20 a 30 micrones.⁴
- C) Complejos de micro partículas aglomeradas. Se aglomeran artificialmente las micropartículas de sílice coloidal en conglomerados de 1 y 25 micrones, no intervienen matrices orgánicas de polímeros.⁴

El tamaño del relleno de las resinas compuestas va de 0.05 a 0.10 μm . Los microrrellenos homogéneos, basándose en el sílice pirogénico, unido a una matriz orgánica, se utilizan solo para obturaciones de dientes posteriores donde el grado de pulido y duración del mismo no tienen importancia, tienen buena resistencia al desgaste y clínicamente solo se ha observado una deformación plástica de la matriz orgánica, las interfaces ni el relleno sufren algún deterioro ni formación de grietas.¹

Los microrrellenos no homogéneos con complejos de microrrellenos aglomerados tienen diferente estructura, aumentan su contenido, proporcionando excelentes cualidades de acabado y pulido pero son propensos a la hidrólisis, disolución y espacios vacíos.¹

Los microrrellenos de partículas esféricas (Palifique, Tokuyama Soda CO Ltd. Japon) tiene un mayor relleno de la matriz orgánica con buena manipulación, el volumen de relleno es elevado y la superficie permeable a los monómeros al mezclarse con la matriz orgánica del sistema de resina produce una dilatación predeterminada de las esferas. Las esferas están incorporadas a la matriz orgánica con microrrellenos.¹

Los microrrellenos no homogéneos con partículas prepolimerizadas fragmentadas al aumentar la carga inorgánica máxima el porcentaje o volumen del relleno sin influir en las propiedades de manipulación y viscosidad de la mezcla con una distribución uniforme al polimerizar la resina.¹

En resumen, las características que se le deben demandar a las resinas compuestas de microrrelleno son: excelente textura después del pulido, baja carga de relleno y resistencia a la fractura, resistencia media a alta, buena estabilidad de color, buena resistencia a la abrasión y radiopacas. Indicadas para clase III y V protegidas, IV pequeñas y cierre de diastemas.¹

Híbridas.

Las resinas con partículas de relleno híbridas, tiene como característica que la matriz orgánica se refuerza con la incorporación de partículas de material inorgánico de diferente tamaño y composición química. La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la tersura superficial y la capacidad de pulimento.⁴

Resinas compuestas - estudio comparativo.⁴

Resinas compuestas primera generación: macro partícula	Resinas compuestas híbridas
Ventajas: propiedades ópticas, buenas propiedades físico- mecánicas, posible radiopacidad.	Ventajas: buenas propiedades ópticas y físicas, resistencia a la abrasión, cualidades de morfología- superficial.
Desventajas: imposibilidad de pulimento, rugosidad superficial, acumulación de placa y pigmentos	Desventajas: características de pulimento y morfología superficial inferior comparadas con las micro partículas.

Su alta carga del relleno y resistencia a la fractura, muy buen pulido, excelente estabilidad de color, resistencia al desgaste, fácil manipulación, refracción similar al diente, radiopacas en posteriores y viscosidad elevada hacen que su uso sea universal. Para grandes restauraciones de coronas y posteriores y reparación de porcelana, son de gran ayuda.¹

También se les conoce como resinas compuestas contemporáneas de VI generación, conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño, cuyo porcentaje puede llegar a constituir el 60% o más del contenido total, con partícula que oscila entre 0.06 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0.04 micrómetros.⁴

Tiene características notables como su gran variedad de colores, estabilidad de color duradera, menor contracción, baja sorción, selección adecuada del color, excelentes características de pulimento y texturización, abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, coeficiente de expansión térmica cercano al diente, fórmulas de uso universal tanto para el sector anterior como para restauraciones en posteriores, diferentes grados de opacidad y translucidez, características de fluorescencia y opalescencia, como liner cavitario en combinación con restauración en resinas compuestas en posteriores, sellador de pequeños defectos marginales, cementante de carillas.⁴

Otra forma de clasificar a las resinas compuestas es en base a su consistencia, que a continuación mencionaremos.

Resinas fluidas.

Son el tipo de resinas compuestas que tienen el mismo tamaño de partícula pero de menor contenido, lo cual reduce la viscosidad y facilita su manejo disminuyendo la pegajosidad de los compuestos híbridos convencionales.¹

Se pueden utilizar en forma clínica en la reparación de márgenes fracturados de amalgamas, restauraciones clase I, II, III, IV y V pequeñas, reparación de compuestos, márgenes de coronas, porcelana, preparaciones con aire abrasivo, reconstrucción de muñones, defectos del esmalte y borde incisal, forros cavitarios, selladores, cementación de carillas de porcelana, restauración preventiva de resina y de cavidades en forma de túneles.¹

Mayores valores de tenacidad que los híbridos convencionales, su mayor contenido de resina con un aumento en valores de resistencia a la fractura y con menos módulo de elasticidad.¹

Las resinas flow o fluídas, aparecen a fines del año 1996 y poseen una fórmula similar a las resinas compuestas contemporáneas, pero con un porcentaje menor de carga de vidrio y en consecuencia una viscosidad baja o fluida.⁴

Una tercera forma de clasificar a las resinas es en cuanto a su método de curado.

La tendencia a contraerse hacia la fuente de luz, es el resultado de un desajuste de la región marginal localizada más allá de la lámpara y los factores de complicación asociados a la lámpara.⁵

Las modernas lámparas son aparatos manuales que contienen la fuente de luz equipadas con una guía roja y un fusible de fibra óptica, un bulbo de luz halógena de tungsteno, esta luz clara pasa a través de la estructura del diente, el tiempo de exposición debe ser de dos o tres veces mayor para compensar la reducción en la intensidad de la luz.⁵

Resinas autocurables o de curado químico.

Este tipo de resinas se basa en el sistema peróxido- amina y endurecen al mezclar la pasta base o universal y el catalizador, dando como resultado la siguiente reacción:
Activador + Iniciador + Bis-GMA----- Compuesto.¹

Las resinas autocurables o de curado químico se utilizan en obturaciones pequeñas y de difícil acceso, clases III, IV y V, selladores, férulas, cementado de puentes maryland y muñones.¹

La presentación es en dos tarros, base y catalizador, que endurecerán si se mezclan, ideal para dientes anteriores.²

Su manipulación se lleva a cabo colocando sobre una loseta de cartón tratado, la cantidad de base y catalizador indicada en las instrucciones, mezcla con movimientos revolventes (normalmente 45 seg) hasta lograr una consistencia homogénea, se lleva a la zona que se va a cubrir, tratando de no atrapar burbujas, se sobreobtura y luego se presiona con la matriz (5 min. como máximo), se retira y se eliminan los excedentes, se pulen con fresas, piedras, discos y cintas abrasivas.²

Resinas fotocurables.

Las resinas fotocurables son las que requieren energía con luz azul y/o LED (foto polimerización).¹

Los primeros sistemas fotoactivados en los que se empleó la luz uv, han sido reemplazados por el sistema fotoactivado visible con gran capacidad para polimerizar espesores mayores a 2mm. La iniciación de los radicales libres consiste en la foto iniciación de las moléculas y un activador de amina contenido en esta pasta, la exposición a la luz en una correcta longitud de onda (unos 468 nm) produce un estado de excitación del fotoiniciador e interacción con la amina para formar radicales libres que inician la polimerización adicional.⁵

Un fotoiniciador comúnmente empleado es la canforoquinona, tiene límite de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de la luz. Esta presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en peso o menos. Hay muchos aceleradores de aminas apropiados para interactuar con la canforoquinona, como dimetilaminoetil metacrilato a 0-15% en peso.⁵

Las ventajas de este tipo de resinas compuestas son que no necesitan mezclarse, reducción en tiempo de trabajo en paciente, menor tallado de la preparación y mejor control de la polimerización, más económico, menor tiempo de terminado, superficie más lisa, mejor control y uniformidad del color, menor resistencia a la abrasión, mayor resistencia al manchado y mejor estabilidad de color.¹

Y como en cualquier material tiene desventajas que suelen ser que se necesita lámpara para fotocurado, la profundidad del curado depende del color y la opacidad del compuesto y la alta intensidad de la luz puede ser dañina.¹

La presentación de las resinas compuestas fotopolimerizables se da, por una pasta dentro de jeringas (cápsulas individuales, cilindros) y la manipulación se lleva a cabo tomando con una espátula de plástico, teflón, aluminio o acero inoxidable y se lleva a la zona que se va a construir, se colocan una o varias capas no mayores en grosor a la profundidad máxima de foto polimerización (2 mm), se fotopolimeriza durante el tiempo recomendado, se coloca la siguiente capa sobre la anterior y se fotopolimeriza.²

Para los dientes posteriores se restaura por capas delgadas y pegadas a la pared, para polimerizarlas a través de estas paredes para que la contracción sea menor. Existen resinas de colores especiales para caracterizar los dientes. El buen estado de la lámpara es necesario para obtener los resultados deseados.²

Ventajas y desventajas de resinas compuestas fotopolimerizables.²

Ventajas	Desventajas	Variantes en su presentación
Insolubles, estéticas, biocompatibles, manejo sencillo, gran tiempo de trabajo, compatibles con sistemas de adhesión a esmalte y dentina, cavidades conservadoras.	Contracción al polimerizar, equipo especial (lámpara), varios pasos y ocupa más tiempo en el manejo.	-selladores de fosetas y fisura. -resinas fluidas. -cementos de resinas.

Y por último, nuestras resinas compuestas se clasifican también en base a su aparición, en una clasificación cronológica.

Resinas compuestas de primera generación.

Estas resinas de primera generación, tienen una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%.⁴

Resinas compuestas de segunda generación.

Las resinas de segunda generación, tienen una fase orgánica, aumenta al 50% y 60% el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional, el tamaño de la partícula 0.04 micrómetros, imitando el esmalte dentinario.⁴

Resinas compuestas de tercera generación.

En la tercera generación, que corresponde a los híbridos, que cuentan con una fase inorgánica en diferentes tamaños de partícula micro y partícula pequeña.⁴

Resinas compuestas de cuarta generación.

Para la cuarta generación las resinas compuestas ya vienen con un alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos.⁴

Resinas compuestas de quinta generación.

En la quinta generación se presentan las resinas compuestas para posteriores, aunque desaparece, para ser reemplazada por las formulaciones de resinas compuestas para técnica indirecta, denominadas como cerómeros.⁴

En resumen, nuestra clasificación cronológica sería de la siguiente manera:

- Primera generación – macro partícula.
- Segunda generación – micro partícula.
- Tercera generación – partículas híbridas.
- Cuarta generación – refuerzo cerámico.
- Quinta generación – técnica indirecta.
- Sexta generación – contemporánea.
- Séptima generación – cerómeros.⁴

Clasificación de acuerdo con la norma 27 de la Asociación Dental Americana (ADA).

La norma 27 de la ADA es la que rige a las resinas compuestas, clasificándolas en dos clases que son:

Clase A. Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.²

Clase B. Material recomendado para todos los demás usos.²

Tipo I. Reacción química o quimiopolimerizable.²

Tipo II. Activación por energía externa de la luz azul o fotopolimerizables, aquí también incluimos las que se activan por ambos medios, auto y fotopolimerizables, que son conocidos como de polimerización dual.²

Indicaciones o usos.

Las resinas compuestas se usan para restaurar dientes anteriores y posteriores, para sellar fosetas y fisuras y para reconstruir muñones.²

Con la información obtenida, nosotros podremos saber que los productos que cumplan nos garantizarán que:

La masa en gramos o líquido en mililitros.²

Cuando es autopolimerizable, que el endurecimiento se de después de mezclar dos pastas, base y catalizador y cuando sea fotopolimerizable que el endurecimiento se de después de incidir en ella una fuente de luz.²

La indicación que tenga, si es para dientes anteriores o posteriores, con todas las pruebas físicas realizadas previamente.²

En base a todo lo anteriormente mencionado podremos conocer que el componente orgánico de la resina nos permite elegir de acuerdo con este, los sistemas auxiliares de adhesión, moléculas de la misma familia proveen mayor fuerza de adhesión.²

Ahora, sabiendo que el tamaño de las partículas se podrá seleccionar, dependiendo la zona donde se desee colocar, sabremos que las partículas grandes o convencionales (1 a

25 micras), con buena resistencia ante cargas y superficie áspera las colocaremos en dientes posteriores, las que cuenten con partículas pequeñas (0.04 a 1 micras), mejor tersura, resistencia a cargas serán ideales en dientes anteriores, y las que cuenten con partículas pequeñas y grandes, o híbridas (0.1 a 3 micras), obtienen y mantienen tersuras por un tiempo aceptable, y alta resistencia y baja abrasión las usaremos tanto en dientes anteriores como posteriores.²

Cuanta mayor cantidad de material de relleno, menores serán su contracción y sus cambios dimensionales.²

Variantes en su presentación.

Podemos mencionar algunas variantes de las resinas compuestas, con los mismos componentes, pero en diferentes proporciones, aplicando las mismas bases fisicoquímicas, existen tres grupos:²

Los selladores de fosetas y fisuras que sirven como medida preventiva para cubrir depresiones anatómicas, unidos a la superficie oclusal del diente, se requiere grabado ácido del esmalte, hay auto o fotopolimerizables.²

Las resinas fluidas que son de gran ayuda en cavidades pequeñas; en el fondo de dientes posteriores.²

Y por último, los cementos de resina que nos ayudan para fijar al diente aparatos o aditamentos, el espesor de la película es de máximo 50 nm, más insolubles, mayor resistencia a la compresión, requieren sistemas adhesivos.²

Aunque hay que mencionar que también existen los llamados cementos duales que polimerizan por dos vías, usan la luz donde no penetra por la profundidad de la cavidad o porque no es translúcido el material que se une al diente, se requieren sistemas de adhesión para estos cementos.²

Estos cementos duales tienen dos pastas que son fotopolimerizables, una contiene peróxido de benzoilo y una amina terciaria que se agrega a la otra. Cuando se mezclan estos productos y se expone a la luz, tanto el fotocurado como el curado frío se logran con el mismo material y se recomiendan para cementación de incrustaciones cerámicas que pueden ser demasiado gruesas para permitir la radiación de suficiente cantidad de luz para producir una conversión adecuada del monómero.⁵

Los cerómeros que son una combinación de una resina compuesta con rellenos cerámicos para mejorar la abrasión y otras desventajas que tienen las resinas compuestas en las incrustaciones estéticas.¹

Sus usos los podemos mencionar al utilizarlos en incrustaciones onlay, coronas, carillas, puentes con estructura metálica, superestructuras implantadas con metal y coronas y en puentes posteriores reforzados con fibras.¹

Algunas de sus ventajas más importantes son, que al utilizarlos en técnica directa ofrecen buenos márgenes, contorno anatómico y contacto interproximal, aparte que reduce las tensiones sobre el diente y la sensibilidad postoperatoria, dando una

resistencia mejorada a la abrasión, menos absorción de agua y una reducción del tiempo de terminado y pulido.¹

Aunque como todo material, debemos tomar en cuenta sus desventajas tales como que requieren una restauración provisional y son costosas.¹

Grabado del esmalte.

El Dr. M. G. Buonocore, en los años cincuenta, para obtener superficies de esmalte más retentivas, colocó sobre el esmalte ácido fosfórico en concentración de 30 a 37% de 15 a 60 seg, provocando la degradación de la sustancia ínterprismática, intraprismática o una combinación de las dos, a profundidades del orden de las 25 micras; después de lavar y secar la superficie degradada se coloca una resina líquida o un adhesivo a base de Bis-GMA con un disolvente como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y algún solvente, como alcohol o acetona, los cuales le confieren fluidez al líquido, después de endurecer se queda trabada o anclada la resina del adhesivo; se puede poner una resina compuesta, sellador de fosetas y fisuras, resinas fluidas o cementos de resinas, la molécula Bis-GMA es hidrofóbica (rechaza el agua), su uso sobre el esmalte, tejido con falta de agua y más mineralizado.²

Grabado de la dentina o grabado total y uso de adhesivos.

El uso de moléculas hidrófobas no funciona en dentina; por eso se hizo necesario el desarrollo de moléculas hidrófilas (afines al agua) y al mismo tiempo con grupos metacrilatos para unirse a las moléculas Bis-GMA y otras de las resinas compuestas. Las moléculas que han tenido mayor eficacia clínica para usarse sobre dentina son las de hidroxietilmetacrilato (HEMA) y 4-metiloxietiltrimelítico (4 meta).²

La pérdida por eliminación al deshidratar o colocar un material hidrófilo sobre la dentina puede producir sensibilidad e irritación pulpar. Primero el ácido fosfórico en concentraciones de 30 a 37% sobre el esmalte por 15 seg y dentina por 20 seg, se lava de 15 a 30 seg con agua, secar (no usar aire) y colocar sobre el esmalte y dentina un adhesivo hidrófilo, molécula HEMA, con algún solvente volátil (como agua, alcohol o acetona), se volatiliza con un poco de aire insuflado por 5 seg., después polimerizar para colocar la resina compuesta sobre el sistema adhesivo.²

Como la molécula HEMA es hidrófila, se hace necesaria la presencia de agua sobre la dentina grabada por su afinidad para lograr la traba mecánica. La dentina debe estar húmeda, mas no mojada, el agente grabador a base de ácido fosfórico puede presentarse en forma de líquido o gel, existen sistemas de adhesión de varios pasos, así como de uno solo y más recientemente que no requieren grabado previo de esmalte o dentina y que solamente en un paso se graba o acondicionan estas superficies.²

Contracción por polimerización.

La contracción por polimerización de las resinas compuestas es mucho menor que la observada con las resinas acrílicas, el uso de moléculas mayores y comonomeros reduce eficazmente la concentración de grupos reactivos en un volumen dado de material, la

adición de material de relleno que no toma parte en la reacción de polimerización reduce aún más la concentración de grupos reactivos de metacrilato. La concentración de grupos reactivos de metacrilato. La contracción por polimerización depende del número de reacciones de adición que tienen lugar durante la polimerización, en consecuencia, es mucho menor por los materiales compuestos.³

Propiedades térmicas.

Conforme aumenta el material de relleno, el coeficiente de expansión térmica se reduce, es significativo que los compuestos de microrrelleno tengan valores de 6 a 7 veces mayores que la sustancia dental. La conductividad térmica también depende del contenido del material de relleno. Conforme se reduce el contenido de material de relleno se observan menos fallos.³

Terminado.

En el terminado de las resinas compuestas se recomienda usar fresas de 12 hojas y después, con puntas de caucho abrasivas blancas cubiertas ligeramente con grasa de silicona, una copa de caucho y pasta pómez, o banda y discos de óxido de aluminio y silicato de circonio. Los agentes de lustre que constan de resinas líquidas, se extienden con un pincel sobre la superficie de la restauración después del terminado final a fin de proveer una cubierta suave.⁶

Tintes.

Los tintes que utilizamos en las resinas compuestas son colores intensos que se utilizan para impartir características especiales a la restauración. Los opacadores se utilizan para bloquear o enmascarar el color oscuro del diente.¹

Vida útil de almacenamiento.

Todo depende de su forma de presentación, en los sistemas de dos pastas descritos, existe una tendencia a que el peróxido de benzoilo se descomponga espontáneamente y sean obtenidos radicales libres a temperatura normal y puede producirse algún endurecimiento prematuro, que provoca que la sustancia se agote, puede no haber suficiente cantidad disponible para obtener una polimerización completa en el momento de emplearla, usualmente es de alrededor de un año, se recomienda mantener refrigerados los envases no abiertos, dependiendo de que no se haya producido contaminación del contenido de un envase con la otra pasta.⁷

Estética.

En las resinas compuestas debido a su naturaleza heterogénea, contienen partículas extremadamente duras como rellenos incluidos en una matriz de una resina que es mucho más blanda. Los problemas surgen con la abrasión de la superficie, cuando se desprenden las partículas de relleno o cuando se abrasiona más la matriz de resina, pueden ocurrir durante el procedimiento de acabado. En las primeras resinas

compuestas los cambios de color estaban asociados con oxidación o reordenamientos moleculares por radiaciones sobre el activador basado de aminas, la dimetil-p-toluidina. También puede surgir de la molécula de Bis-GMA en si misma, ya que parte de ella puede descomponerse. Todas las resinas compuestas con Bis-GMA pueden decolorarse.⁷

Selección de materiales para protección pulpar al utilizar resinas compuestas.

Hay una posibilidad de irritación por parte de los monómeros libres y otros componentes antes de la polimerización. El óxido de zinc/eugenol ni sus cementos de EBA deben ser utilizados como material de protección pulpar ni como material de obturación, ya que pueden afectar en la polimerización de las resinas compuestas. Los más convenientes son el hidróxido de calcio en dos pastas, tampoco se deben utilizar los preparados de cloroformo, aunque es poco probable que la cantidad de cloroformo en la base cavitaria sea suficiente como para producir un efecto apreciable.⁷

Modificadores ópticos.

El matizado en las resinas compuestas se logra por la adición de diferentes pigmentos que consisten en óxidos metálicos diferentes que se agregan en cantidades pequeñas. La translucidez u opacidad esta prevista para simular la dentina y el esmalte. Para aumentar la opacidad, adicionan dióxido de titanio y óxido de aluminio en pequeñas cantidades (0.001 a 0.007% en peso).⁵

Artículos.

En una investigación realizada en la Universidad de Michigan por el Dr. Nakabayashi, se explica la importancia que tiene la capa híbrida, descrita como el proceso de impregnación de la dentina con resina, en donde se crea una capa transcisional, que no es ni resina, ni dentina, ni estructura dental, si no la mezcla de ambas. Basándose en esto, nos demuestra que tan importante es crear esta capa en la colocación de la resina para evitar tanto la caries secundaria como la irritación pulpar, siendo considerada, por algunos autores, como el nuevo paradigma para protección pulpar.⁸

En otro estudio realizado en la Universidad de Valencia, España, se investigó algunas de las deficiencias que presentan las resinas compuestas actuales, donde se analizaron marcas como 3M-ESPE, Degussa, Ivoclar-Vivadent, Kerr y Dentsplay, con el objetivo de mejorar algunas de sus propiedades mecánicas y químicas, tales como su resistencia a la compresión y abrasión, sellado marginal, contracción por polimerización, adhesión al substrato dental, biocompatibilidad y estética. Los investigadores como Sankarampandian (1997), Imazato, Skrtic (2000) y colaboradores, realizaron pruebas a los procesos de sorción de agua, dureza y módulo de elasticidad de varios sistemas

BisGMA y análogos, concluyendo que el futuro de las resinas compuestas está marcado por cambios en su formulación química.⁹

Un estudio realizado en la Universidad Estadual de Ponta Grossa- Brasil (UEPG), donde la investigación se enfocó a los métodos de foto polimerización de las resinas compuestas en la actualidad, con el objetivo de ver los principales factores relacionados a la contracción de polimerización de las técnicas disponibles para minimizar sus efectos, ya que las resinas compuestas siguen siendo la opción restauradora más utilizada cuando la estética es prioritaria, aún cuando existan inconvenientes tales como la sensibilidad postoperatoria, desgaste, contracción de polimerización e infiltración marginal, tales como el módulo de elasticidad, composición de la resina compuesta, factor de configuración de la cavidad e intensidad de luz emitida por las lámparas utilizadas en la actualidad. Llegando a la conclusión, de que el uso de intensidades más bajas de luz, con el fin de alargar la fase pre-gel y el uso de la técnica incremental, puede llegar a disminuir los factores antes mencionados.¹⁰

En la Facultad de Medicina Dentaria en la Universidad de Porto en Portugal, se realizó un estudio de profundidad de polimerización de las resinas compuestas, con los dos tipos de sistemas de polimerización más utilizados en la actualidad que son cuarzo-tungsteno-halógeno (QTH) y diodos emisores de luz, teniendo como antecedentes que para el éxito de una resina compuesta es muy importante que todos sus monómeros se conviertan en polímeros durante la reacción de polimerización. El grado de conversión máximo oscila entre un 50% y un 60%. Una polimerización adecuada es un factor crucial para la obtención de propiedades físicas óptimas y un buen comportamiento clínico de las resinas compuestas como material restaurador. Se tomaron 30 muestras cilíndricas de resinas compuestas con dimensiones de 4 por 6 mm, distribuidas en 5 grupos, la mitad de las muestras de cada grupo se polimerizó con una fuente de luz de QTH, [Spectrum 800 \(Dentsply\)](#) con una intensidad de 800mW/cm² y la otra mitad se polimerizó con una fuente de luz LED, [SmartLite PS \(Dentsply\)](#) con una intensidad de 950mW/cm², durante 10 segundos. Las pruebas consistían en la medición micrométrica de las muestras después de eliminar las porciones no polimerizadas. Este ensayo fue realizado siguiendo la norma 4049 de la International Standards Organization. Todas las resinas compuestas utilizadas en este estudio cumplieron el primero y segundo requisito de la especificación de profundidad de polimerización de la Norma ISO 4049, cuando se polimerizaron con los 2 tipos de lámparas. Como resultados de esta investigación podemos mencionar, que a pesar de que los dos sistemas de polimerización cumplen con los parámetros marcados por la norma ya mencionada, se demostró que en la actualidad con la fuente de luz de QTH se obtuvieron valores de profundidad de polimerización satisfactorios, pero los valores de profundidad de polimerización obtenidos con la fuente de luz LED, fueron en general superiores a los anteriores.¹¹

En la Universidad de Valencia, España, se llevó a cabo un estudio sobre los métodos de acabado y pulido más utilizados para las resinas compuestas, sabiendo que el acabado y pulido de las obturaciones de resina compuesta eliminan la capa inhibida por el oxígeno que se establece en la capa superficial de la obturación. Además, al eliminar en gran medida la rugosidad residual, disminuye el índice de acumulación de placa bacteriana, previniendo la irritación gingival, cambio de coloración de la resina compuesta y lesiones secundarias de caries, ya que irregularidades superiores a los quince micrones en la cavidad bucal son interpretadas por el sistema nervioso central como

desagradables. Para este estudio se fabricaron cuarenta bloques de resina híbrida, color A3, que medían aproximadamente 10 x 5 x 3 mm. Cada uno se fotopolimerizó con una lámpara halógena con una potencia de 850 a 1000 mW/cm², dividiéndose aleatoriamente en cuatro grupos. En cada una de las muestras se procedió a realizar la secuencia de acabado y pulido sobre la zona del bloque de resina híbrida que se había fotopolimerizado contra una superficie de vidrio. Los sistemas de acabado y pulido que se utilizaron en este estudio fueron: Soflex Pop – On (3M – ESPE / USA), Enhance (Dentsply – Caulk / Milford) y Pogo (Dentsply – DeTrey / Konstanz). Los bloques de resina acabados y pulidos se lavaron y secaron, la superficie tratada de cada una de las probetas se analizó con el rugosímetro Surtronic 3P. Los valores de rugosidad se obtuvieron en micrones. Teniendo como resultados que el grupo Pogo, se encontró que ofrece los índices de rugosidad superficial más bajos, mientras que el sistema Enhance produjo superficies de acabado y pulido más lisas y regulares que Soflex Pop-On.¹²

En la Facultad de Odontología en Sevilla, se realizó una investigación con la resina compuesta, QuiXfil™ de Dentsply DeTrey., el objetivo de su trabajo fue determinar la dureza del material. Se llevó a cabo la polimerización con una lámpara de luz halógena espectro 400-500 nm con un rango de intensidad de 150-1200 mW/cm², se prepararon 12 muestras en 2 probetas con seis muestras cada una. Cada probeta se rellenó con QuiXfil™ y se polimerizó, por capas de 2 mm. Se aplicó la luz, durante 10 segundos y a la intensidad máxima de (1200 mW/ cm²) durante 10 seg. Para poder medir la dureza con mayor fiabilidad y eliminar la capa inhibida, se realizó un pulido de las muestras con la pulidora Dap-V en dos fases: primer pulido con lija de agua 220. 300 rpm en 30 segundos y el segundo pulido con lija de agua 1000. 300 rpm en 30 segundos. Para medir la dureza se realizó un ensayo de microdureza Vickers 0,1, es decir un ensayo con carga de 980,7 mN y tiempo de aplicación de la carga de 15 seg. Se utilizaron para valorar y medir la huella lentes de 40 aumentos. Teniendo como resultados que la dureza medida a las primeras horas después de la polimerización fue de 75,993 mN, con un índice de confianza al 95% entre 77,438 mN y 74,549 mN, mientras que a la semana, la dureza media, fue de 79,771 mN, con un índice de confianza al 95% entre 81,488 mN y 78,053 mN.¹³

Perfil técnico del producto.

El fabricante menciona que hay casos en los que el odontólogo sólo busca restaurar la salud, la anatomía y la función del diente dañado, con una restauración blanca, que mimetice o pase desapercibida a la distancia de relación social.¹⁵

El fabricante nos dice que el producto Quixfil es un material de color universal, que se adapta al color de la dentición del paciente, combinado con unas características de resistencia compresiva y al desgaste adecuadas, con una alta carga de relleno en volumen (66%) que nos da como resultado baja contracción de polimerización (1.7 %) y gran profundidad de curado (hasta 4 mm con lámparas de 800 mw/cm² de intensidad según el fabricante) gracias a su translucidez.¹⁴

Estas propiedades, según el fabricante, combinadas con el agradable manejo clínico del material, que no polimeriza precozmente con la lámpara de iluminación del equipo, es muy fácilmente moldeable y no resulta pegajoso a los instrumentos de inserción y modelado, haciéndolo un material ideal para restauraciones en posteriores.¹⁴

La información dada por el fabricante, nos refiere que la matriz de Quixfil está compuesta por resinas de metacrilato como BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y TMPTMA. También se incluye una pequeña cantidad de resina TCB, que sirve para cohesionar la mezcla de resinas y reducir su hidrofobicidad.¹⁵

El producto, según el fabricante, en su matriz también contiene una combinación del fotoiniciador canforoquinona y el acelerador éster etilo del ácido dimetilaminobenzoico. La concentración de estos ha sido cuidadosamente optimizada para disponer de un amplio tiempo de trabajo clínico (sensibilidad reducida a la luz ambiente) así como mayor profundidad de curado.¹⁵

Algunas de sus características, según el fabricante, son que presenta propiedades físicas y una resistencia a la abrasión que le permite soportar las fuerzas oclusales. Su uso está indicado en clases I y II, siempre que la cavidad a tratar sea menor que 2/3 de la distancia intercuspídea. Se presenta en compules y en un solo color con alta capacidad mimética, que se manifiesta con mayor intensidad con el paso del tiempo.¹⁵

El fabricante menciona que su fotoactivador, la canforoquinona, nos da tiempos de fotopolimerización de 20 segundos para lámparas con potencias menores de 800 mw/cm² y de 10 segundos para unidades con potencia de 800mw/cm² o superiores.¹⁵

Bajo las recomendaciones del fabricante, se contraindica su utilización en pacientes alérgicos a las resinas con metacrilato o a cualquiera de los otros componentes y en situaciones en las que no se puede controlar la contaminación de la cavidad por saliva o sangre, por imposibilidad de utilizar un correcto aislamiento.¹⁵

El producto Quixfil, contiene partículas de relleno de dos tamaños diferentes que, en combinación, dan lugar a una excelente estabilidad del material.¹⁶

Una de sus múltiples cualidades, mencionadas por el fabricante, es el sistema PFC garantiza que la distribución del tamaño de las partículas de relleno está controlada para garantizar:

- La carga de relleno más alta posible (66% en volumen y 86% en peso).
- Una consistencia que permite la fácil extrusión del producto. ¹⁶

Otro de los sistemas citados por el fabricante es el sistema BIT (Tecnología Intersticial Bi-Modal) resuelve dos de los mayores problemas de los materiales de restauración para posteriores ya que asegura:

- Una baja contracción del material: 1,7%. ¹⁶

Y por último el sistema de Control Dinámico de Polimerización (DCC), que según el fabricante, permite a Quixfil alcanzar el equilibrio perfecto entre:

- La máxima profundidad de polimerización en 10 segundos
- Un tiempo de trabajo prolongado bajo iluminación quirúrgica de hasta 100 segundos. ¹⁶

El producto nos permite así, polimerizar incrementos de 4 mm en 10 segundos a una potencia de 800 mw/cm². Una vez polimerizado, se contrae un 33% menos comparado con otros materiales de restauración similares. ¹⁶

El fabricante también nos aclara que el elevado volumen de partículas de relleno es responsable de la baja contracción del compuesto. ¹⁶

Planteamiento del problema.

Los odontólogos utilizan en muchas ocasiones materiales dentales en estado caduco, ya sea por falta de revisión constante o por un inadecuado almacenamiento de los materiales, sin saber que tanto pierden o disminuyen sus propiedades físicas.

Justificación.

Es necesario comprobar qué tanto las resinas compuestas caducas, pierden propiedades físicas para que el odontólogo conozca los posibles efectos nocivos en la calidad de su trabajo, y también logre tener un adecuado control y mantenimiento de los materiales dentales utilizados.

Hipótesis.

Las resinas compuestas caducas, tienen la capacidad de seguir brindando las características físicas idóneas, y dan los mismos resultados que una vigente, sin poner en riesgo la calidad de nuestro trabajo.

Hipótesis nula.

Las resinas compuestas caducas, no tienen la capacidad de seguir brindando las características físicas idóneas, y no dan los mismos resultados que una vigente, poniendo en riesgo la calidad de nuestro trabajo.

Hipótesis alterna.

Las resinas compuestas caducas, mejoran la capacidad de brindar características físicas idóneas, con mejores resultados que una vigente.

Objetivos.

Objetivos Generales.

Comparar las propiedades físicas, de una resina compuesta vigente y una resina compuesta caduca.

Objetivos Específicos.

-Comparar los valores de profundidad de curado según la Norma ANSI/ADA #27 a la resina compuesta vigente y a la caduca.

-Comparar los valores de fuerza flexural según la Norma ASNSI/ADA #27 a la resina compuesta vigente y a la caduca.

-Comparar los valores de absorción de agua y solubilidad según la Norma ANSI/ADA #27 a la resina compuesta vigente y a la caduca.

-Comparar los valores de resistencia a la compresión según la Norma 27 de la ADA a la resina compuesta vigente y a la caduca.

-Comparar los valores de contracción a la polimerización a la resina compuesta vigente y a la caduca.

Metodología.

Materiales.

-Resina compuesta Quixfil vigente y caduca (Resina vigente Lote 0507001962 2006-10 y Resina caduca Lote 0310001058 2005-03).

-Molde metálico de 6 mm de alto y 4 mm de diámetro (Prueba de Profundidad de curado y Resistencia a la compresión).

-Moldes metálicos rectangulares de 25 mm/ 2 mm/ 2 mm (Prueba de Fuerza flexural).

-Dos losetas de vidrio.

-Papel filtro blanco.

-Película transparente (50 ± 30 micras de grosor).

-Fuente de energía externa (Blue Phase, Ivoclar Vivadent).

-Micrómetro precisión de 0.01 mm (Max-Cal).

-Espátula de plástico.

-Pinza de curación pequeña.

-Recipiente de plástico para almacenar muestras.

-Equipo de prueba y aparatos para la aplicación de carga como Máquina Instron (Modelo 5567).

-Discos de 15 ± 1 mm de diámetro por 0.5 ± 0.1 mm de espesor (Prueba de Solubilidad y Sorción).

-Dos desecadores, con contenido de cloruro de calcio anhidro o gel de sílica secados durante 5 horas a 130° C.

-Balanza analítica (Ohaus, GA200).

-Equipo de medición de contracción por polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX2500-89, Wolverhampton, UK).

-Programa computacional de adquisición de datos PICO ADC-16, Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK.

-Programa computacional Excel 2000.

-Lentes de protección.

-Radiómetro (Curing model 100, Demetron Research Corporation, Danbury, CT. USA).

- Vernier Electronic Digital Caliper Max-Cal Japan.
- Aparato para medir temperatura y humedad (Higrómetro).
- Anillo de bronce para el equipo con que se mide la contracción por polimerización, con un diámetro externo de 21.6 mm, diámetro interno de 19.87 mm y altura de 1.24 mm.
- Portaobjetos.
- Cubreobjetos.
- Piedra pómez.
- Cinta Mylar.
- Aceite de silicón.
- Agua desionizada.
- Recipiente de plástico.
- Pincel.
- Acetona.
- Papel para secar.
- Pequeña brocha.
- Estufa con humedad y temperatura controlada (Hanau).
- Hacedores de muestras.
- Llave Allen.

Métodos.

***Profundidad de curado de materiales tipo II (fotopolimerizables).**

Procedimiento.

Se colocó el molde sobre una tira de película transparente, llenándolo con el material de prueba, preparado de acuerdo con las instrucciones del fabricante.¹⁷

Se sobrellenó ligeramente el molde y se colocó la segunda tira de película transparente como tapa; presionando el molde y las tiras del material transparente entre las losetas de vidrio para eliminar el exceso de material. Se removió la loseta que cubre la tira de película y se colocó cuidadosamente la punta de la lámpara de foto polimerización

contra la tira de película. Irradiando el material por el tiempo recomendado por el fabricante para llevar a cabo una profundidad de curado de por lo menos 2 mm.¹⁷

Se removió la muestra del molde 180 ± 20 segundos después de completar la exposición y cuidadosamente se removió el material no curado con una espátula de plástico midiendo la altura del cilindro del material curado con un micrómetro, con una aproximación de ± 0.1 mm, dividiendo la medida entre los dos. Se registró este valor como profundidad de curado y se repitió la prueba dos veces.¹⁷

Interpretación de resultados, según la Norma 27 de la ADA.

Si los tres valores son mayores que 1 mm, el material ha cumplido con el primer requerimiento de profundidad de curado.¹⁷

Para cumplir con el segundo requerimiento de profundidad de curado, los tres valores no deben ser mayores a 0.05 mm por debajo del valor establecido por el fabricante.¹

***Fuerza flexural.**

Preparación de las muestras de prueba.

Se preparó el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante, llenando el molde con éste. Se colocó la punta de la lámpara de foto polimerización enfrente de la muestra y contra las losetas de vidrio. Irradiando la sección de la muestra por el tiempo de exposición recomendado. Moviendo la punta de la lámpara a la sección próxima al centro traslapando la sección previa e irradiando el tiempo apropiado. Después se irradió la sección del otro lado del centro en la misma forma. Continuando con este procedimiento hasta ver que toda la muestra haya sido irradiada el tiempo de exposición recomendada. Se repitió el procedimiento de irradiación del otro lado de la muestra. Colocando el ensamblado en un recipiente con agua manteniendo a $37 \pm 1^\circ$ C por 15 minutos. Después se removieron las muestras del molde y se almacenó en agua destilada a $37 \pm 1^\circ$ C.¹⁷

Procedimiento.

Se midieron las dimensiones de la muestra con una precisión de ± 0.01 mm. 23 horas y 45 minutos después de iniciada la mezcla en el caso de los materiales tipo I, o la irradiación, en el caso de materiales tipo II, transfiriendo las muestras al aparato de pruebas de fuerza flexural.¹⁷

24 horas después de empezada la mezcla se aplicó una carga a la muestra a una velocidad de carga de 0.75 ± 0.025 mm/ min.; o un rango de carga de 50 ± 16 N/min. Hasta la fractura de la muestra. Registrando la máxima carga ejercida sobre la muestra. Se repitió la prueba en las otras 4 muestras.¹⁷

Cálculo y expresión de los resultados.

Calcular la fuerza flexural en megapascasles con la siguiente ecuación:

$$O = \frac{3FI}{2Bh^2}$$

Donde:

F: a máxima de carga en Newtons, aplicada a la muestra.¹⁷

I: distancia en milímetros entre los soportes con una exactitud de ± 0.1 mm.¹⁷

B: grosor en milímetros de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.¹⁷

h: es igual a la altura en milímetros en la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.¹⁷

Interpretación de los resultados, según la Norma 27 de la ADA.

Calcular los cinco resultados de la fuerza flexural.

Si cuatro o cinco de los resultados están por arriba de 50Mpa, el material se considera que ha cumplido con uno de los requerimientos de fuerza flexural. Si cuatro o cinco de los resultados están por debajo de 50Mpa, se considera que el material ha fallado absolutamente.¹⁷

Si sólo tres de los resultados son mayores a 50Mpa, se repetirá toda la prueba. Si sólo cuatro de los resultados están por encima de los 50Mpa en la segunda ocasión, el material se juzgará que ha fallado toda la prueba.¹⁷

Si cuatro o cinco de cinco especímenes, o donde fuera necesaria una segunda serie, ocho o nueve de los diez especímenes estuvieran arriba de 50Mpa, descarte los resultados fallidos y calcule la fuerza flexural media de las muestras exitosas.¹⁷

***Sorcion acuosa y solubilidad.**

Preparación de los especímenes de prueba.

Se preparó el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante llenando el molde con el material. Colocando la ventana de salida del medio de energía externa contra la loseta de vidrio de cuarzo. Irradiando esa sección del espécimen por el tiempo de exposición recomendado. Moviendo la ventana de salida e irradiando la sección del espécimen que está por encima de la anteriormente irradiada. Se continuó este

procedimiento hasta que todo el espécimen fue irradiado por el tiempo de exposición recomendado. Se prepararon cinco especímenes de esta forma.¹⁷

Procedimiento.

Después de remover los especímenes del molde, se llevaron al desecador manteniéndolos a $37\pm 1^\circ$ C. Removiendo los especímenes después de 24 horas, almacenándolos en un desecador a una temperatura de $23\pm 1^\circ$ C durante 1 hora para después pesarlos lo más cercano a 0.2 mg. Se repitió este ciclo hasta obtener una masa constante, m1, i.e. hasta que la masa perdida por cada espécimen no fuera de más de 0.2 mg en un período de 24 horas.¹⁷

Se sumergieron los especímenes en agua y se mantuvieron a $37\pm 1^\circ$ C durante 7 días. Después de este tiempo, se removieron los especímenes, lavándolos con agua hasta que estuvieron libre de cualquier humedad visible, agitándolos en el aire durante 15 segundos, y pesándolos 1 min. Después de haberlos sacado del agua, se registró este peso como m2.¹⁷

Después de pesarlos, se reacondicionaron los especímenes en el desecador, a un peso constante. Registrando este peso como masa 3.¹⁷

Se midió el diámetro y el espesor del espécimen desde el centro de la circunferencia y hacia cuatro puntos colocados a la misma distancia; calcular el volumen, V, en milímetros cúbicos.¹⁷

Cálculo y expresión de resultados.

Sorción acuosa.

Calcular los valores para sorción acuosa, wsp, en microgramos por milímetro cúbico, para cada uno de los cinco especímenes utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{wsp} = \frac{m2 - m3}{V}$$

V

Donde:

m2: Es la masa del espécimen expresada en microgramos, después de su inmersión en agua durante 7 días.¹⁷

m3: Es la masa reacondicionada del espécimen expresada en microgramos.¹⁷

V: Es el volumen del espécimen expresado en milímetros cúbicos.¹⁷

Interpretación de los resultados de las pruebas de sorción acuosa.

Si cuatro de los cinco valores obtenidos están por debajo de 50 ug/mm^3 , se considera que el material ha cumplido con los requisitos.¹⁷

Si dos de los valores obtenidos están por debajo de 50 ug/mm^3 , se considera que el material ha fracasado.¹⁷

Si tres de los valores están por debajo de 50 ug/mm^3 , repetir toda la prueba.¹⁷

Si todos los valores están por debajo de 50 ug/mm^3 en la segunda serie, se considera que el material pasó toda la prueba.¹⁷

Solubilidad.

Calcular los valores para solubilidad, wsl, en microgramos por milímetro cúbico, para cada uno de los cinco especímenes utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{wsl} = \frac{m1 - m3}{V}$$

Donde:

m1: Es la masa acondicionada expresada en microgramos, antes de su inmersión en agua.¹⁷

m3 y V: Se dan en el punto 7.9.4.1 de la Norma No. 27 de la Asociación Dental Americana.¹⁷

Interpretación de los resultados de las pruebas de solubilidad, según la Norma 27 de la ADA.

Si cuatro de los cinco valores obtenidos están por debajo de 5 ug/mm^3 , se considera que el material cumple con los requisitos.¹⁷

Si dos de los valores obtenidos están por debajo de 5 ug/mm^3 , se considera que el material ha fracasado.¹⁷

Si tres de los valores obtenidos están por debajo de 5 ug/mm^3 en la segunda prueba, se considera que el material pasó toda la prueba.¹⁷

***Resistencia a la compresión.**

Preparación de las muestras.

Se preparó el material de acuerdo a las instrucciones del fabricante y se llenó el molde con éste. Colocando la punta de la lámpara de foto polimerización contra las losetas de vidrio y se irradió la muestra con el tiempo de exposición recomendado. Invirtiendo el molde e irradiando el otro lado de la muestra.¹⁷

Procedimiento de pruebas.

23 horas con 50 minutos después de comenzada la muestra se transfirió la muestra a la máquina de pruebas para aplicar la compresión. 24 horas después de comenzada la mezcla se aplicó la carga a la muestra a una tensión de 1.0 ± 0.25 mm/min.¹⁷

Cálculo y expresión de los resultados.

$$\text{Fuerza compresiva en MPa} = \frac{F}{d^2}$$

Donde:

F: A máxima fuerza en Newtons ejercida a máxima fuerza.¹⁷

d2: Diámetro de la muestra en milímetros.¹⁷

Calcular y registrar el resultado de las cinco pruebas si más de dos muestras caen fuera del promedio por un 15% o más se debe repetir toda la prueba.¹⁷

***Contracción por polimerización.**

Preparación de muestras.

Para calcular la contracción de polimerización se usaron las medidas de deflexión de un vidrio delgado (cubreobjetos). Se calculó la contracción (AL) usando las medidas de deflexión del vidrio flexible adherido a la resina, durante el proceso de polimerización. Este concepto fue descrito por Wilson en 1978 y utilizado por Bausch en 1982, Watts y Cash en 1991¹⁹, y por primera vez en México por Carpio en 2001²⁰ y algunos más.²¹

Una vez obtenida la muestra, se colocó en el centro del anillo de bronce que se encuentra en el portaobjetos, se cubrió la muestra con el cubreobjetos y con ayuda de otro portaobjetos se comprime hasta que el cubreobjetos haga contacto con la superficie del anillo, por lo tanto la muestra quedará con un espesor uniforme.²¹

Posteriormente, el conjunto portaobjetos-muestra-cubreobjetos se lleva al aparato de medición. Cada muestra se fotopolimeriza durante 20 segundos desde la parte inferior del aparato y a través del portaobjetos.²¹

Antes de dar inicio al registro de valores de contracción, se calibra el transductor.²¹

Instrumento para medir la contracción.²¹

Este fue diseñado por Cash y Watts¹⁹ y consiste de un transductor de desplazamiento LVDT; una unidad de conexión para transductor, un sistema de adquisición de datos PICO ADC-16; una unidad de curado de luz visible y un micrómetro digital.²¹

Determinación de la contracción.

La fotopolimerización de la resina hace que el cubreobjetos se flexione hacia abajo por la acción de la contracción. Esta flexión se observará con el transductor LVDT durante todo el tiempo que dure la prueba (600 segundos.). Se tienen que hacer lecturas de flexión a cada segundo. El transductor está conectado al Solartron OD5; y éste a su vez con el sistema de adquisición de datos pico ADC-16.²¹

El encogimiento está definido como la relación entre el cambio de dimensiones de la muestra ($AL=L_0-L_t$) y la longitud inicial ($L_0=1.24$ mm); donde L_t será la longitud que haya disminuido la muestra a medida de un tiempo "t" (L_t), que estará relacionado con el voltaje de salida del transductor (V_t) al tiempo "t" y con el factor de calibración K, mediante la ecuación: $L_t=V_t/K$.²¹

El cambio de dimensiones AL se divide entre la longitud que tengamos al inicio, L_0 , para obtener la deformación de la muestra al tiempo "t" que al multiplicarse por 100 proporcione el porcentaje de encogimiento, S, representado mediante la ecuación $S=100AL/L_0$.²¹

Se elaboran 6 muestras por cada evento y se reporta el valor promedio del encogimiento por fotopolimerización con un tiempo de luz de lámpara de 20 segundos.²¹

RESULTADOS.

Profundidad de curado.

RESINA CADUCA PROFUNDIDAD DE CURADO	RESINA VIGENTE PROFUNDIDAD DE CURADO
2.98 mm	2.92 mm
2.96 mm	2.96 mm
3.05 mm	2.95 mm
3.02 mm	2.93 mm
3.05 mm	2.98 mm
3.02 mm	2.93 mm
2.95 mm	3.03 mm
3.02 mm	3.06 mm
3.02 mm	2.93 mm
2.95 mm	3.03 mm
PROMEDIO: 3.002 mm (±0.0388)	PROMEDIO: 2.972 mm (±0.0507)

Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba T de student y **no se encontraron diferencias estadísticas significativas.**

Resistencia flexural.

RESINA CADUCA		RESINA VIGENTE	
RESISTENCIA FLEXURAL		RESISTENCIA FLEXURAL	
101.8 (MPa) tensión máx	14680 (MPa) mód	97.28 (MPa) tensión máx	1128 (MPa) mód
104.9 (MPa) tensión máx	13160 (MPa) mód	66.23 (MPa) tensión máx	9433 (MPa) mód
40.8 (MPa) tensión máx	6331 (MPa) mód	73.41 (MPa) tensión máx	10230 (MPa) mód
130.6 (MPa) tensión máx	12510 (MPa) mód	122.60 (MPa) tensión máx	12740 (MPa) mód
48.1 (MPa) tensión máx	11860 (MPa) mód	80.48 (MPa) tensión máx	14720 (MPa) mód
84.2 (MPa) tensión máx	12020 (MPa) mód	72.06 (MPa) tensión máx	12730 (MPa) mód
95.8 (MPa) tensión máx	11460 (MPa) mód	97.75 (MPa) tensión máx	11300 (MPa) mód
101.1 (MPa) tensión máx	14590 (MPa) mód	49.23 (MPa) tensión máx	14410 (MPa) mód
128.2 (MPa) tensión máx	14890 (MPa) mód	87.26 (MPa) tensión máx	11670 (MPa) mód
57.8. (MPa) tensión máx	10090 (MPa) mód	109.30 (MPa) tensión máx	13490 (MPa) mód
PROMEDIO: 89.33 (MPa) / 12159.1 (MPa)		PROMEDIO: 85.56 (MPa) / 11185.1 (MPa)	
(±31.390)		(±21.791)	

Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba T de student y **no se encontraron diferencias estadísticas significativas.**

SORCIÓN ACUOSA: wsp= m2-m3

V

Resina Vigente.

$$1.3397-1.3306/0.50= 0.0182 \text{ ug/mm}^3$$

Resina Caduca.

$$1.3122-1.3014/0.50= 0.0216 \text{ ug/mm}^3$$

SOLUBILIDAD: wsp= m1-m3

V

Resina Vigente.

$$1.3318-1.3306/0.50= 0.0024 \text{ ug/mm}^3$$

Resina Caduca.

$$1.3035-1.3014/0.50= 0.0042 \text{ ug/mm}^3$$

Resistencia a la compresión.

RESINA CADUCA	RESINA VIGENTE
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN
183.1 (MPa) tensión máx	235.0 (MPa) tensión máx
152.8 (MPa) tensión máx	195.2 (MPa) tensión máx
164.8 (MPa) tensión máx	271.9 (MPa) tensión máx
177.2 (MPa) tensión máx	191.1 (MPa) tensión máx
186.3 (MPa) tensión máx	246.3 (MPa) tensión máx
190.4 (MPa) tensión máx	223.3 (MPa) tensión máx
215.7 (MPa) tensión máx	183.5 (MPa) tensión máx
144.7 (MPa) tensión máx	206.9 (MPa) tensión máx
168.9 (MPa) tensión máx	180.5 (MPa) tensión máx
178.7 (MPa) tensión máx	151.9 (MPa) tensión máx
PROMEDIO: 176.26 (MPa) (±20.116)	PROMEDIO: 208.56 (MPa) (±35.691)

Sometiendo los resultados al análisis estadístico T de student, **se encontró una diferencia estadística significativa entre los grupos de entrada (P = 0.023).**

Contracción por polimerización.

RESINA CADUCA	RESINA VIGENTE
CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN	CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN
1.847	1.708
1.847	1.879
1.602	1.769
1.662	1.750
1.990	1.833
1.902	1.755
1.879	1.778
1.819	1.875
1.491	1.635
1.644	1.967
PROMEDIO: 1.7683 (± 0.158)	PROMEDIO: 1.7949 (± 0.0956)

Los resultados se analizaron estadísticamente con una prueba T de student y **no se encontraron diferencias estadísticas significativas.**

Discusión.

En el ensayo clínico realizado por William D., se comparó la obturación marginal de 2 paquetes de resinas en lesiones amplias y moderadas en molares. Se necesitaron 50 pacientes que necesitaban restauraciones de moderadas a amplias en clase I y II molar, con o sin obturaciones oclusales. Para el uso de la resina Alert, se requirió la colocación de un forro cavitario. El trabajo clínico de las restauraciones fue evaluado a 6 y 12 meses. A 12 meses, los materiales que tenían un forro cavitario, no fueron asociados con una contracción significativa en la colocación de restauraciones en márgenes cervicales.²²

En relación al estudio realizado por nosotros, este artículo nos sirve como antecedente, al ser comparadas dos tipos de resinas, aunque con diferentes características, pero William D. menciona que en su estudio no se observó ningún resultado relevante sobre Contracción por Polimerización, como en nuestro estudio, donde a pesar de que hubo algunas variantes en los resultados, no fueron relevantes.

En la Universidad de Oregon de Salud y Ciencia de Odontología, en el año 2003, en la División de Biomecánica y Biomateriales, se realizó un estudio por Sakaguchi, con el objetivo de comparar 4 métodos de mezcla de contracción por polimerización. Se utilizó un dilatómetro, que es un disco de curado modificado que sirve para detectar la deformación, y un nuevo método de transducción lineal que fue usado para medir la contracción por polimerización de un modelo de composite. Los especímenes (n=10) fueron expuesto $60\text{mW}/\text{cm}^2$ y fueron monitoreados por 300 segundos. Los volúmenes de los especímenes fueron de 25 mm^3 por el método del transductor lineal, el método del disco curado nos dió un máximo valor de contracción y exhibió el máximo grado de encogimiento del espécimen. Estos fueron con 5 segundos de demora a la activación de la luz, después, la deformación fue detectada por el detector de deformación. El encogimiento de los especímenes fue diferente en los 4 métodos y fue linealmente proporcional a la deformación. La magnitud de la deformación por contracción fue menor de 42%.²³

En nuestro estudio, se utilizó el método de transducción lineal, que también fue utilizado por Sakaguchi, con un proceso muy similar al realizado por nosotros, sólo que, al comparar nuestra resina caduca y nuestra resina vigente, el porcentaje de deformación no fue tan significativo como el registrado por el estudio realizado en la Universidad de Oregon.

En la Universidad de Oregon de Salud y Ciencia de Odontología, en el año 2003, en la División de Biomecánica y Biomateriales, se realizó un estudio por Sakaguchi, con el objetivo de observar la conducta mecánica, usando MAC (Análisis del Código Micromecánico)/ GMC (Método Generalizado de Células), de un modelo que contenga matriz de resina y relleno cerámico de BisGMA y TEGDMA. El modelo del micromecanismo elástico presenta una exactitud para predecir el módulo de elasticidad y contracción por polimerización como una función de la fracción de relleno.²⁴

En las pruebas realizadas a nuestras resinas (vigente y caduca), no se utilizaron ninguno de estos métodos, utilizados por Sakaguchi, pero nos pueden servir como referencia para realizar otro estudio, utilizando los mismos especímenes pero realizando las pruebas con el método mencionado anteriormente, para ver si los valores que se registren nos pueden dar otros resultados a los obtenidos en este estudio.

En un estudio de investigación realizado en la Universidad de Tel Aviv, Israel, por T. Brosh y colaboradores, se llevó a cabo una prueba comparativa, con el propósito de analizar diez marcas de resinas fotopolimerizables para obtener cual era su resistencia compresiva. Las marcas utilizadas fueron: Herculite XRV, Brilliant, Z100, Graft, LC, Charisma, TPH, Pertac, Tetric, Aelitefil y Amelogen. Los resultados más bajos variaron entre 198 y 300 MPa. La diferencia significativa fue entre Pertac (300 MPa) y Brilliant (198 MPa). Tetric (221 MPa) y Aelitefil (224 MPa) siguieron en las que presentaron menor resistencia a la compresión, que se les aplicó en una máquina Instron (Modelo 4502). Las demás marcas de resinas tuvieron valores más altos.²⁵

En nuestra investigación, se realizó la misma prueba a nuestra resina caduca y vigente, encontrando diferencias estadísticas significativas entre ellas, ya que nuestra resina caduca presentó 176 MPa y la vigente 208 MPa. Aunque la diferencia no es muy amplia, podemos observar que se pierden algunas características físicas de resistencia en las resinas caducas por lo que podrían darnos problemas de fragilidad. El estudio de investigación realizado por T. Brosh y colaboradores, donde fueron utilizadas más marcas de resinas con las mismas características, solo fue con la finalidad de observar cual de estas marcas, tenía mayor resistencia a la compresión.

En la Escuela Dental Bauri de la Universidad de Sao Paulo Brasil, E.B. Franco y B. G. M. Seabra realizaron un estudio sobre la profundidad de curado en resinas condensables, con el objetivo de evaluar la profundidad de curado en resinas de alta densidad y su relación con el tiempo de exposición y curado a través del esmalte. Las resinas estudiadas fueron: Alert, Solitare y Surefil y la resina híbrida Z100. Preparándose cinco especímenes de cada material. Los resultados se analizaron tomando en cuenta que, la superficie opuesta de polimerización fue considerada curada cuando también se encontró el mismo valor de dureza en la superficie de contacto con la punta de la lámpara. Los remanentes de curado fueron medidos con un calibrador. Todas las mediciones y desviaciones estándar encontradas se dieron en milímetros. El análisis estadístico mostró diferencias significativas entre los materiales, en tiempo de exposición y fotopolimerización a través del esmalte. Los resultados sugieren que el curado a través del esmalte y tiempo de exposición interfieren en la profundidad de curado y puede afectar en mínimo grado la polimerización recomendada por los fabricantes.²⁶

Al realizar la prueba de profundidad de curado a nuestras resinas (vigente y caduca), no se obtuvieron diferencias estadísticas significativas. Realizándose diez especímenes de cada material. Las resinas utilizadas en nuestra investigación, eran de la misma marca, pero con diferente fecha de caducidad, por lo que, quizá, en comparación con el estudio realizado por E. B. Franco y B. G. M. Seabra, donde se utilizaron resinas de diferentes marcas y con distintas características, si se encontraron algunas diferencias en su profundidad de curado.

En 1998, Stephen C. Bayne y colaboradores publicaron un estudio donde se valoraron los composites Amelogen de Ultradent y Premisa de Kerr. En relación a la resistencia flexural se cumplió con lo exigido por la norma ISO 4049, en las dos resinas puestas a prueba. Se realizaron 20 especímenes de cada material. Los resultados obtenidos en su investigación fueron valores en Amelogen de Ultradent quien alcanzó la mayor resistencia flexural con 80.04 MPa por lo cual se encuentra una diferencia estadística significativa con Premisa de Kerr de 58.38 MPa.²⁷

En la investigación realizada por nosotros, la prueba de resistencia flexural no nos arrojó diferencias estadísticas significativas, a pesar de las diferencias existentes entre ellas al ser una resina vigente y la otra resina caduca. Quizá, lo podamos relacionar al hecho de que las resinas ocupadas en nuestro estudio son del mismo fabricante y con las mismas características físicas, en relación a su composición, a diferencia del estudio realizado por Stephen C. Bayne y colaboradores, en donde se utilizaron dos resinas con diferentes características físicas al ser de distintos fabricantes.

Conclusiones.

Como las diferencias en los valores que se registraron en cada una de las pruebas entre una resina compuesta caduca y una vigente no fueron estadísticamente relevantes, concluimos que:

-La resina compuesta caduca se encontraba totalmente empacada, por lo tanto los compules se encontraban al alto vacío, y al no estar expuestos al medio ambiente, los componentes de la resina, es posible no hayan sufrido cambios significativos.

-La resina investigada nunca estuvo expuesta previamente a la luz, ni al medio ambiente, por lo que fue un factor importante en los resultados, al no alterar de forma significativa, los componentes de la resina y que de esta manera tuviéramos como resultado cambios mínimos en las pruebas correspondientes.

- Probablemente al estar expuesta al medio ambiente, sus componentes puedan alterarse de forma significativa., en donde, la resina no se encuentre empacada, si no almacenada en gabinetes, esto puede dar lugar a otra investigación

-De la misma forma si utilizáramos la misma resina con un dosificador en forma de jeringa, existe la hipótesis de que los componentes de la resina con el paso del tiempo se sedimentarían, debido a que el material de relleno es mayor a la de un compule, por lo que los resultados en las pruebas tal vez tendrían alguna diferencia en relación a los obtenidos en esta investigación.

-El tiempo de caducidad de la resina no era mayor de un año, por lo que se cree que no era suficiente tiempo para que los componentes de la resina se alteraran o sufrieran cambios significativos.

-Este estudio nos puede servir como antecedente para realizar otra investigación con la misma resina, pero, con un mayor tiempo de caducidad que nos puede arrojar datos relevantes en relación a los cambios en sus componentes.

-En otro estudio, que puede derivarse de este, es comparar la resina Quixfil con el mismo tiempo de caducidad con otra resina de diferente fabricante que coincida con el tiempo de caducidad de la anterior.

-Analizando los resultados estadísticos obtenidos en nuestras diferentes pruebas, podemos llegar a la conclusión de que, la resina compuesta caduca para dientes posteriores (Quixfil) utilizada en este estudio, comparada con la resina compuesta vigente para dientes posteriores (Quixfil), también utilizada en este estudio, no tiene grandes diferencias estadísticas, con la resina vigente, en pruebas como: Profundidad de curado, Contracción por polimerización, Sorción y Solubilidad acuosa y Resistencia flexural, aunque si en Resistencia a la compresión, por lo que al utilizar nuestra resina compuesta caduca en dientes posteriores, corremos el riesgo de mayor fractura y menos vida útil en boca al estar expuesta a mayores cargas masticatorias.

Ficha Bibliográfica.

1. Cova JL, Biomateriales Dentales, Bogotá Colombia, Ed. Azoica, 2004. p.p. 232-236, 238-250, 261, 266-268.
2. Barceló FH, Materiales Dentales, México D.F, Ed. Trillas, 2002, p.p. 103, 104, 106, 109, 112- 114, 117, 118.
3. Anderson, Materiales de Aplicación Dental, Barcelona España, Ed. Salvat, 1998, p.p. 146-151.
4. Guzmán HJ, Biomateriales odontológicos de uso clínico, Bogotá Colombia, Ed. Presencia Ltda., 1990, p.p. 191-197, 199, 200, 204.
5. Anusavice KJ, Ciencia de los materiales dentales, México D.F, Ed. Mc. Graw Hill Interamericana, 1998, p.p. 286-289, 292, 293.
6. Philips R, La ciencia de los materiales dentales de Skinner, México D.F, Ed. Mc. Gr Graw Hill Interamericana, 1992, p.p. 238, 239, 242, 243, 252, 253.
7. Cunningham WJ, Materiales en la odontología clínica, México D.F, Ed. Mundi, 1982, p.p. 168-173, 178 y 179.
8. www.medigraphic.com/ingles/i-htms/i-adm/i-od2005/i-od05-5/im-od055e.htm. Capa Híbrida (Hybrid layer). Dr. Carlos Carrillo S. 25/01/06.
9. www.odontología-online.com/casos/part/RA/RA03/ra03.html. Resinas compuestas en el futuro. Dr. Rixio Jesús Abreu Rodríguez. 25/01/06.
10. www.materialesdentales.cl. Foto polimerización de resinas compuestas y conceptos afines. Dr. Miko Villarroel C. 25/01/06.
11. www.dentsply-iberia.com/Noticias/clínicas3108.htm. Estudio de profundidad de Polimerización de resinas compuestas utilizando dos tipos de lámparas de Foto polimerización .Dra. Ana Portela, Dr. Mario Vasconcelos, Dr. Rogério Branco. 23/01/06.
12. www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2605.htm. Sistemas de acabado y pulido de resinas compuestas: Análisis perfilométrico. Dr. Rixio Abreu Rodríguez, Dra. Sandra Górriz Peris, Dr. Agustín Pascual Moscardó, Rosa Maria Cibrian. 28/02/06.

13. www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2506.htm. Estudio de desarrollo de la dureza en QuiXfil, una nueva resina compuesta para la obturación en dientes del sector posterior. Martín Hernández J, Jiménez-Planas A, Abalos Labruzzo C, Ventura de la Torre J. 23/01/06.
14. www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2608.htm. Quixfil: un material de confianza para restauraciones en dientes posteriores. Dr. Javier Fernández Zubizarreta. 23/01/06.
15. www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2405.htm. Resinas compuestas en posteriores, QuiXfil. Juan Manuel Liñares Sixto. 23/01/06.
16. www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica2601.htm. Ceram·X: Una nueva línea en la Odontología restauradora. 28/02/06.
17. Norma de la ANSI/ADA Specification No. 27 for Resin-Based Filling Materials, American National Standard/ American Dental Association, 1993 Chicago, IL. USA, p.p. 1-36.
18. Normas Internacionales ISO No. 4049, Resinas con materiales de relleno. 1998.
19. Watts DC, Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development, Dental Materials, 1991.
20. Carpio M, Tesis Influencia de modificaciones de voltaje y distancia punta-resina en los niveles de contracción de una ormocera, México, 2001.
21. Mendieta JL, Tesina Contracción y comportamiento mecánico de dos ionómeros de Vidrio fotopolimerizables a tres diferentes distancias y voltajes, México, 2002.
22. William D, Performance of 2 packable composites at 12 months, Quintessence International, USA, 2006.
23. Sakaguchi R.L, Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites, Dental Materials, USA, 2004.

24. Sakaguchi R.L, Prediction of composite elastic modulus and polymerization shrinkage by computational micromechanics, Dental Materials, USA, 2004.
25. Brosh T, Analysis of strength properties of light-cured resin composites, Dent Mater, USA, 1999.
26. Franco E.B, Evaluation of the cue depth of condensable composite resins, Journal of Dental Research, USA, 2001.
27. Bayne S.C, A characterization of first generation flowable composites, JADA, USA, 1998