



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA FLEXURAL DE RESINAS
COMPUESTAS POLIMERIZANDO A TRAVÉS DE
TEJIDOS DENTARIOS.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

MICHELLE AGUIRRE GONZÁLEZ.

Vo Bo
[Signature]

DIRECTOR DE TESINA: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA.

MÉXICO D. F. NOVIEMBRE 2002



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme dado la oportunidad de prepararme profesionalmente.

Gracias a mi director de tesina: Doctor Jorge Guerrero Ibarra por todo el apoyo que me brindó en la realización de éste trabajo y su valioso tiempo.

A la División de Estudios de Posgrado de Materiales Dentales por las facilidades para la elaboración de éste estudio.

Agradezco a todos mis profesores por todas sus enseñanzas a lo largo de mi carrera.

Y finalmente gracias a todas las personas que por cualquier motivo se hayan puesto en nuestras manos para su atención dental, porque sin ellos no hubiera sido posible.

DEDICATORIAS.

Le doy gracias a Dios, porque gracias a Él hoy puedo estar aquí.

A mi papá; por todo el esfuerzo de una vida, gracias papito por todo el apoyo que me has dado y sobre todo por tu amor.

A mi mamá; por todo tu amor, paciencia y sabios consejos, porque sé que siempre estás ahí y tu ayuda es esencial para mí.

A mi esposo Moy; gracias por todo tu apoyo, porque éste logro también es tuyo y sin ti hubiera sido imposible lograrlo.

A mi hijo Isaac; por ser lo más importante en mi vida y por comprender que no podía estar siempre contigo bebé, porque sé que para ti también fue difícil.

A mi hermana Jenny; porque siempre estás ahí cuando te necesito.

A mi hermano Nico; gracias hermanito porque aparte de ser mi hermano, eres mi mejor amigo.

A mi hermano Jorge; gracias porque sé que puedo contar contigo siempre.

Gracias por amarme como yo los amo.

Gracias a todos esos ángeles que el Señor me envió para que cuidaran de mi bebé en mi ausencia; Moy, Nena, Paquita, Nacho, Mami, Papi, Queta, Mony, Raúl, Mamá Tere, gracias por su paciencia pero sobre todo por su gran amor hacia Isaac.

A mi amiga Liliana; porque siempre que te he necesitado has estado conmigo, gracias.

A todas mis amigas y amigos que en algún momento de mi vida estuvieron conmigo apoyándome, les dedico éste trabajo.

Se los dedico con todo mi corazón.

ÍNDICE.

| | |
|---|----|
| 1. Antecedentes | 1 |
| 2. Mecanismo básico de polimerización por luz visible | 8 |
| 3. Consecuencias de una inadecuada polimerización | 9 |
| 4. Clasificación cronológica de resinas compuestas | 10 |
| 5. Resinas de macrorrelleno | 10 |
| 6. Resinas de microrrelleno | 12 |
| 7. Resinas híbridas | 16 |
| 8. Compuestos para restauraciones posteriores | 19 |
| 9. Resinas compuestas empacables | 22 |
| 10. Biocompatibilidad de las resinas compuestas | 24 |
| 11. Normalización | 26 |
| 12. Planteamiento del problema | 28 |
| 13. Justificación | 29 |
| 14. Objetivo general | 30 |
| 15. Objetivos específicos | 31 |
| 16. Hipótesis de trabajo | 32 |
| 17. Metodología | 33 |
| 18. Criterios de inclusión | 33 |
| 19. Criterios de exclusión | 33 |
| 20. Variables dependientes | 34 |

| | |
|-------------------------------------|-----------|
| 21. Variables independientes | 34 |
| 22. Muestreo | 34 |
| 23. Método | 35 |
| 24. Resultados | 39 |
| 25. Conclusiones | 44 |
| 26. Bibliografía | 45 |

INTRODUCCIÓN.

Las resinas compuestas que se usan en estado plástico y polimerizan en boca son probablemente el conjunto de materiales odontológicos más utilizado en la clínica dental. Desde que éstas fueron introducidas al mercado a mediados de la década de los 60's, se aplican profusamente en la restauración de defectos dentarios producidos por caries, erosiones, resorciones, fracturas; en el cementado adhesivo de las restauraciones estéticas parciales o totales, bien sea de porcelana o resina, brackets ortodóncicos, entre otras aplicaciones.

Las resinas compuestas debido a sus elementos constituyentes reaccionan dando lugar a una serie de mecanismos, entre ellos el stress y la contracción de polimerización siendo los mismos, características en común de los composites a pesar de las diferencias existentes entre las formulaciones de los distintos sistemas de resinas convencionales.

ANTECEDENTES.

Mientras cementos de silicato eran los materiales elegidos para las restauraciones estéticas de dientes anteriores, las resinas acrílicas restauradoras fueron desarrolladas y divulgadas como una mejor alternativa de tratamiento. Las resinas acrílicas restauradoras eran solamente compuestos resinosos de metil-metacrilato (MMA) de polimerización por activación química, similares a las resinas para dentadura. Esas resinas eran suministradas como un sistema polvo-líquido, donde el polvo era compuesto de partículas poliméricas de PMMA y aceleradores amina terciaria, mientras que el líquido contenía monómeros de MMA, e iniciadores peróxido de benzoilo, causando una reacción de polimerización por adición cuando ocurre el contacto entre la amina terciaria y el peróxido de benzoilo. (1)

Las resinas acrílicas activadas químicamente compitieron, hasta con un cierto éxito, con los silicatos, una vez que presentaban una buena adaptación de color y podían ser pulidas. Por otro lado, poseían una alta tasa de contracción de polimerización (aproximadamente 8% en volumen) y poseían un alto coeficiente de expansión térmica, ocasionando una adaptación marginal deficiente y como consecuencia una alta incidencia de caries recurrente. Además, sus pobres propiedades mecánicas desencadenaban una alta incidencia de fracturas bajo tensiones y una alta tasa de abrasión cuando bajo función. (2)

Ante estas desventajas, surgieron las resinas compuestas o composites como denominados normalmente. La resina compuesta puede ser definida como una combinación de materiales, generalmente formada por dos constituyentes que son insolubles entre si. Esta combinación de materiales termina formando un material resultante con propiedades que son generalmente superiores a aquellas de sus constituyentes originales. Las resinas compuestas se encuentran disponibles a la odontología hace 35 años, siendo que su desarrollo como material restaurador empezó en el final de los años 50, cuando RAY BOWEN comenzó sus investigaciones reforzando resinas epóxicas con partículas de carga. (1)

Bowen se motivó en esta línea de investigación una vez que las resinas epóxicas disponibles, en la época demostraban una polimerización muy lenta y una tendencia a la decoloración, además de otras ventajas. El trabajo de Bowen alcanzó su éxito mayor cuando la molécula orgánica Bis-GMA (bisfenil glicidil metacrilato) fue desarrollada, a través de la combinación de las ventajas de las resinas epóxicas y de los acrilatos. El Bis-GMA satisface plenamente las funciones como matriz resinosa de una resina compuesta, que revolucionó el campo de la restauración de dientes anteriores, sustituyendo rápidamente los silicatos y las resinas acrílicas. La primera resina compuesta disponible comercialmente se denominaba Addent (3M) y fue lanzada en 1964, siendo constituida de una resina Bis-GMA en forma de polvo y líquido. En 1969 la resina Adaptic (J& J) fue lanzada, siendo el primer sistema pasta/pasta comercialmente

disponible, lo que se tornó extremadamente popular y acabó dominando el mercado mundial. Lógicamente las resinas compuestas vienen a cada año sufriendo mejoras significativas en lo que se refiere a sus propiedades físicas y mecánicas, lo que ocasionó fórmulas actuales mucho mejores que sus antecesoras siendo, por ejemplo, veinte veces más resistentes al desgaste que las fórmulas originales.

¿QUÉ ES UNA RESINA COMPUESTA?

Las resinas compuestas para aplicaciones directas e indirectas poseen 4 componentes básicos más importantes: 1) una matriz resinosa, 2) iniciadores de polimerización físicos o químicos, 3) una fase dispersa de cargas y colorantes y 4) un agente de cobertura de las partículas de carga, vulgarmente conocido como silano. (1)

1. *La matriz resinosa* - la matriz de las resinas compuestas en la mayoría de las veces está constituida de monómeros que son diacrilatos alifáticos o aromáticos, siendo el Bis-GMA (bisfenil glicidil metacrilato) y el UDMA (uretano dimetil metacrilato) los más frecuentemente utilizados. Además de estos componentes, la matriz resinosa posee monómeros diluyentes, necesarios para disminuir la viscosidad de los monómeros (Bis- GMA y UDMA) que poseen alto peso molecular. Los monómeros diluyentes frecuentemente utilizados son dimetacrilatos, tales como el TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), el cual posibilita la incorporación de alto contenido de carga además de facilitar un material final con mejores características de manipulación. (1)

2. *Los agentes iniciadores* - los agentes iniciadores son químicos, que una vez activados o excitados, dan inicio al proceso de polimerización. En los sistemas resinosos autopolimerizables a base de Bis-GMA, por ejemplo, el peróxido de benzoilo es el agente iniciador, que es utilizado con una amina aromática terciaria la cual segmenta el peróxido de benzoilo en radicales libres. Ya en los sistemas fotopolimerizables, una luz visible con extensión de onda que varía de 420 a 450 nm excita las canforoquinonas u otra diquetona (que son los agentes iniciadores) para un estado triple, ocasionando una interacción reactiva con una amina terciaria no aromática. El resultado inmediato de un sistema iniciador es la formación de un radical libre, que es un compuesto muy reactivo por presentar un electrón sin par. Cuando este radical libre encuentra un monómero resinoso con conexiones dobles de carbono (C=C), forma un par con uno de los electrones de la conexión doble, dejando los demás miembros del par libre igualmente reactivo, ávidos para continuar la reacción. En las resinas compuestas químicamente polimerizadas, el peróxido de benzoilo reacciona con 2% de amina terciaria aromática para formar los radicales libres, mientras que en las resinas fotopolimerizables 0,06% de canforoquinona y 0,04% de amina terciaria alifática (o 0,01% aromática) son activadas por una luz visible para formar radicales libres.

3. *Partículas de carga* - las partículas de carga ofrecen estabilidad dimensional a la inestable matriz resinosa, con la finalidad de mejorar sus propiedades. Cuando estas partículas son mezcladas a la matriz, el primer efecto es la reducción de la

contracción de polimerización, simplemente por el hecho de disminuir la cantidad de resina presente en un cierto volumen. Otras mejoras inmediatas observadas son la menor sorción de agua y un menor coeficiente de expansión térmica, además de aumento en las resistencias de tracción, compresión abrasión y un mayor módulo de elasticidad (mayor rigidez). Las partículas de carga normalmente utilizadas son partículas de cuarzo o vidrio, obtenidas de diversos tamaños a través de un proceso de molienda, siendo el cuarzo dos veces más duro y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de proporcionar mejor adhesión con los agentes de cobertura. Otras partículas de carga también son utilizadas como las diminutas partículas de sílica, con aproximadamente 0,05 um en tamaño (micropartículas, obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) y de precipitación (sílica coloidal)).(2)

4. *Agente de cobertura* - el agente de cobertura es el material responsable por la unión de las partículas de carga a la matriz resinosa, hecho extremadamente importante en lo que se refiere a la mejora de las propiedades físicas y mecánicas, una vez que ofrece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma más fácilmente (matriz) para la fase más rígida (carga). Además de esto, el agente de cobertura ofrece una estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase resina/carga. Los agentes de cobertura son frecuentemente denominados silanos, por pertenecer al grupo de los órgano-silanos, que cuando hidrolizados poseen grupos silanoles los cuales se unen a los

silanos de la superficie de 6 partículas de carga por conexiones siloxanas. Los órgano-silanos, por ser moléculas bi- polares, también poseen grupos metacrilatos, los cuales forman conexiones covalentes con la resina en el proceso de polimerización, ofreciendo una adecuada interfase resina/partícula de carga.⁽¹⁾

Sistemas de activación -la tasa de conversión polimérica, o sea, la cantidad de monómero convertido en copolímeros es un proceso muy importante, una vez que repercute directamente sobre las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas. Los sistemas de activación responsables por la conversión polimérica actualmente utilizados son: el calor (termopolimerizables), la luz azul visible (fotopolimerizables) y componentes químicos (autopolimerizables). La termopolimerización es un sistema que ofrece la mayor tasa de conversión monómero/polímero, resultando en una resina más rígida y más resistente a las manchas y a la fractura. Este sistema es utilizado en la confección de partículas de carga prepolimerizadas, utilizadas en las resinas compuestas de micropartículas, así como en restauraciones indirectas tipo facetas, inlays, onlays y overlays. Otro sistema que también ofrece polimerización de buena calidad y se tornó el más popular en lo que se refiere a las restauraciones directas, es el sistema fotopolimerizable, el cual resulta en una cura uniforme de la matriz resinosa. Un tercer, y menos eficiente, método de polimerización es el sistema de autopolimerización, en el que un compuesto químico es utilizado para iniciar la reacción. En este último, los productos iniciadores están disponibles en dos

pastas, las cuales deben ser mezcladas. La desventaja del sistema es que el método de mezcla por espatulación es un método ineficiente de mezclar dos químicos, ya que el producto final es heterogéneo molecularmente. Además de eso, el aire incorporado durante la mezcla debilita el producto final, una vez que el oxígeno es conocido como inhibidor de polimerización, lo que hace con que los sistemas autocurables ofrezcan la menor tasa de conversión cuando son comparados con otros sistemas. Otra desventaja de los sistemas químicamente activados es la inestabilidad de color, una vez que algunos tipos de aminas terciarias aromáticas son compuestos muy reactivos, o sea, son fuertes dadores de electrones y reaccionan fácilmente para formar interacciones químicas complejas, lo que puede llevar a una decoloración intrínseca. Las aminas terciarias también son utilizadas en los sistemas fotopolimerizables, pero en menores concentraciones (menos de 0,1%) comparados con los sistemas autopolimerizables (2% o más). Además de eso, en los sistemas fotopolimerizables, las aminas más utilizadas son las alifáticas (no aromáticas), las cuales son consideradas menos reactivas. Las resinas compuestas fotopolimerizables son más estables en relación con el color que las resinas compuestas autopolimerizables, debido al hecho de poseer menos aminas terciarias residuales presentes. Las que son probablemente las mayores causas de decoloración vista en resinas compuestas.⁽¹⁾

MECANISMO BÁSICO DE POLIMERIZACIÓN POR LUZ VISIBLE.

Las resinas compuestas activadas por luz visible inician su proceso de polimerización por absorción de luz, pero solamente luz dentro de una franja específica de largura de onda. El proceso ocurre a partir de la excitación de un componente alfa-diquetona (generalmente la canforoquinona), que una vez activada, reacciona con un agente reductor amina alifática para liberar los radicales libres, que dan inicio a la polimerización de los grupos metacrilatos y forman una matriz polimérica de reacción cruzada.⁽⁴⁾

Cada cadena polimérica formada necesita de un radical libre, que depende directamente de la cantidad de luz disponible, es decir, si no hay luz suficiente para activar el componente alfa-diquetona el grado de conversión será deficiente, y el material presentará propiedades físicas y mecánicas pobres. Otro factor a ser considerado es el de profundidad de la polimerización, pues a diferencia de las resinas autopolimerizables, las resinas fotopolimerizables no se polimerizan uniformemente, sino que solamente donde la luz los alcanza, causando distintos niveles de conversión mientras que la restauración se profundiza, pues la luz no es absorbida, dispersa y atenuada en este trayecto a través del material. Estos factores, denotan la fuerte relación entre el éxito de la restauración y la capacidad de polimerización de la luz visible irradiada dentro de un determinado periodo de tiempo, que a la vez es altamente dependiente de la unidad fotoactivadora utilizada en el consultorio.⁽¹⁾

CONSECUENCIAS DE UNA INADECUADA POLIMERIZACIÓN.

1. Resistencia deficiente de los "tags" resinosos (baja fuerza de unión).
2. Mayor probabilidad de agresión fisiológica debido a los componentes monoméricos residuales que no se convirtieron.
3. Mayor probabilidad de alteración de color del material debido a la insuficiente reacción del componente acelerador.
4. Deficiencia en las propiedades mecánicas, evidenciada principalmente en la resistencia al desgaste.
5. Mayor pigmentación del material debido a la mayor absorción de fluidos orales.

Mientras se polimerice la resina a través del esmalte, aumente el tiempo de exposición por lo menos en un 50%. Estudios indican que solamente $\frac{1}{2}$ o $\frac{2}{3}$ de la luz fotopolimerizadora es efectiva cuando la misma es transmitida a través del esmalte.

Aumente el tiempo de polimerización de la restauración siempre que sea posible. No hay ningún maleficio para la restauración, por contrario, confiere más fidelidad de cura.

Resinas fotopolimerizables guardadas en refrigeración deben ser removidas por lo menos $\frac{1}{2}$ hora antes de su inserción o recibir el doble de luz polimerizadora.⁽¹⁾

CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE RESINAS COMPUESTAS.

Existen varias formas de clasificar resinas compuestas y muchos son los sistemas de clasificación, siendo el más usual el que las clasifica según el tipo de carga utilizada (fase dispersa) . Este tipo de clasificación permite una generalización que es muy popular, o sea: la clasificación de los composites en tres tipos esenciales: macropartículas, micropartículas e híbridas, siendo que las macropartículas poseen grandes partículas de vidrio o cuarzo, mientras las micropartículas poseen pequeñas partículas de sílica. Las híbridas, a su vez, poseen las dos partículas mezcladas variablemente.(4)

RESINAS DE MACRORRELLENO

Resinas de Macropartículas - resinas compuestas de macropartículas son así denominadas debido al tamaño de las partículas, que variaban de 15 a 100 micrómetros (um) en los productos más antiguos; razón por la cual son también conocidas como resinas compuestas tradicionales o convencionales. Las partículas de carga más frecuentemente utilizadas son cuarzo inorgánico o cristal de estroncio o bario que, a pesar de variar de tamaño de 5 a 12 um, pueden presentarse esporádicamente con tamaños de hasta 100 um. El cuarzo que era muy utilizado en los primeros composites, fue siendo al poco tiempo sustituido pues, aunque de excelente estética y durabilidad, carece de radiopacidad, siendo

menor que la de la dentina. La radiopacidad es una exigencia actual y puede ser obtenida fácilmente con vidrios radiopacos tales como el vidrio de estroncio (densidad de 2.44g/cc) y vidrio de Bario (3.4 g/cc). Otro factor importante es que por ser más densos que otras partículas de carga, los vidrios, principalmente los de bario, aumentan sustancialmente el contenido de carga por peso y son molidos con mayor facilidad.(4)

Consideraciones clínicas - debido a las grandes dimensiones de las partículas de carga., los composites de macropartículas presentan deficiencias relacionadas a la rugosidad superficial que promueve. Las resinas de macropartículas son difíciles de pulir, pues hay un desgaste preferencial de la matriz resinosa propiciando una prominencia de las grandes partículas de carga más resistentes. La rugosidad también ocurre con más facilidad, una vez que cuando una partícula se desprende ocasiona formación de pequeñas crateras, hechos que influyen sobremanera en el brillo superficial y en la susceptibilidad a las manchas, debido a la facilidad de retención de manchas. La pobre textura superficial de las macropartículas es probablemente la mayor razón del pobre desempeño clínico de estos materiales en la región posterior, cuando se encuentra bajo tensiones oclusales.(1)

RESINAS DE MICRORRELLENO

Resinas de Micropartículas - Por causa de las desventajas de las resinas compuestas de macropartículas, principalmente debido a su pobre poder de pulimento, surgieron las resinas compuestas de micropartículas. Las micropartículas de carga son hechas de sílica pirogénica (ceniza) o sílica coloidal, y son aproximadamente 300 veces menor que una partícula de cuarzo en una resina compuesta tradicional siendo por lo tanto, del orden de 0,04 μm .

Como ya mencionado, las micropartículas pueden ser obtenidas a través de la ceniza o del humo proveniente de la quema del dióxido de silicón (sílica pirogénica) o a través de la adición de partículas coloidales de silicato de sodio al agua y al ácido clorídrico (sílica coloidal). Estas micropartículas pueden ser incorporadas a la matriz resinosa de dos formas: directa (composites homogéneos) e indirecta (composites heterogéneos). En los composites homogéneos, las micropartículas son añadidas a la matriz resinosa en su forma original, lo que sería una forma ideal si estas micropartículas pudieran ser incorporadas en grandes cantidades, lo que no es posible, pues aunque una mínima adición provoca un gran aumento de la espesura del producto, debido al hecho de las partículas muy pequeñas poseer una gran área superficial. Esta limitación impulsó el desarrollo hacia la tecnología de composites de micropartículas heterogéneos. En estos composites, las micropartículas no son

añadidas directamente a la matriz resinosa sino que son comprimidas en aglomerados a través de procesos de sinterización, precipitación, condensación o silanización. Los aglomerados son añadidos a una matriz resinosa aquecida, propiciando una incorporación de 70% o más de carga en peso. La resina entonces es polimerizada en bloque, congelada y molida en partículas que pueden variar en tamaño de 1 a 100 μm , pero oscilando en media entre 20 y 60 μm . Estas partículas son llamadas de partículas prepolimerizadas y son, por fin, añadidas a la resina no polimerizada que ya contiene micropartículas (homogénea), resultando en un producto final con alto contenido de carga (+/-80% en peso).(4)

En las resinas compuestas de micropartículas con partículas prepolimerizadas, la composición de la matriz y de la carga es básicamente la misma, lo que hace que estos materiales obtengan una superficie mucho más pulida de mayor durabilidad que las macropartículas cuando son adecuadamente pulidas.

Consideraciones clínicas- introducidas hace aproximadamente 13 años, ésta clase de materiales posee ventajas sobre las resinas convencionales, una vez que ella permite un mayor grado de pulimento. Las resinas de micropartículas, a pesar de comportarse muy bien en la región anterior donde las tensiones masticatorias son relativamente pequeñas, presentan problemas cuando son aplicadas en regiones de alta tensión como la región posterior. Ellas poseen propiedades físicas y mecánicas que son inferiores a los composites tradicionales,

presentando de una forma general mayor sorción de agua, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.(4)

A pesar de ser muy resistentes al desgaste por fricción, comparándose con los composites híbridos pesados (alta cantidad de carga), las resinas compuestas de micropartículas no son indicadas para áreas de alta concentración de tensiones debido a la probabilidad de fractura, una vez que ellas poseen baja resistencia a la tracción. Como ya mencionado, las micropartículas de carga proporcionan un grado de pulimento imbatible, confiriendo alta estética a la restauración. Esto ocurre una vez que las partículas de carga inorgánica son menores que las partículas de los dispositivos abrasivos utilizadas para pulimento y acabado, lo que hace con que las micropartículas sean removidas juntamente con la matriz resinosa que las circunda. (1)

Limitaciones de las resinas compuestas de micropartículas - a pesar de las ventajas asociadas a las resinas compuestas de micropartículas, esta clase de materiales sufre innúmeras limitaciones, las cuales son listadas a continuación y contraindican el uso indiscriminado de las mismas.(2)

Alto coeficiente de expansión térmica - coeficiente de expansión térmica es la medida de cuanto el material se expandió o se contrajo debido a las alteraciones térmicas. Las resinas de micropartículas poseen un alto coeficiente de expansión

térmica, probablemente debido a un menor contenido de carga (cuando comparada a las híbridas o a las macropartículas), lo que aumenta las posibilidades de desintegración marginal y microfiltración.⁽²⁾

Baja resistencia a la tracción - las resinas compuestas de micropartículas se caracterizan por una mayor flexibilidad y susceptibilidad a la propagación de grietas, lo que hace que los materiales sean frecuentemente contraindicados en áreas de altas tensiones, tales como restauraciones clase I, II y IV. La baja resistencia a la tracción puede estar relacionada a la propagación de grietas en la región circunyacente a las partículas de carga, debido a la débil unión entre las partículas prepolimerizadas y la matriz resinosa.⁽¹⁾

Alta capacidad de deformación - la interface entre las partículas prepolimerizadas y la matriz circunyacente ha demostrado ser una conexión deficiente en las resinas compuestas de micropartículas con partículas prepolimerizadas, debido al hecho de que estas partículas son altamente polimerizadas y no se copolimerizan con la matriz adyacente, lo que puede resultar en dislocación de partículas. Esta falta de interacción matriz/ partícula ocasiona una estructura más susceptible a la deformación con tendencia mucho mayor a la fractura que las resinas compuestas de macropartículas.⁽¹⁾

Alta concentración de polimerización - la contracción de polimerización de las

resinas compuestas de micro- partículas de una forma general es levemente mayor que la contracción de polimerización de las resinas compuestas de macropartículas, simplemente por el hecho de poseer más matriz resinosa disponible para contracción. La contracción de polimerización como ya discutido anteriormente es un problema asociado a la resina compuesta, que desencadena fallas marginales. Una menor contracción por la polimerización significa mayor sensibilidad en lo que se refiere a la colocación y acabado de las resinas compuestas, siendo su efecto visual el apareamiento de líneas blancas, indicando fallas en los bordes. (1)

RESINAS HÍBRIDAS.

Resinas compuestas híbridas son composites que, como el propio nombre sugiere, poseen tanto micro como macropartículas de carga, con características de ambas. Algunas resinas de macropartículas convencionales también poseen macro y micropartículas de carga en su composición, ya que las micropartículas pueden ser utilizadas muy bien para el ajuste de la viscosidad. Estas resinas sin embargo no eran denominadas híbridas ya que la cantidad de micropartículas añadidas era muy pequeña ($\pm 5\%$). Las resinas compuestas híbridas modernas consisten en su mayoría de aproximadamente 10-20% en peso de micropartículas de sílica coloidal y 50-60% de macropartículas de vidrio de metales pesados (0,6 a 1,0 μm), totalizando un porcentual de carga entre 75 y 80% en peso, siendo que

las micropartículas pueden ser añadidas a la composición en su forma pura, en partículas prepolimerizadas o en aglomerados.⁽⁴⁾

Este refuerzo particular proporcionado por la precisa combinación de macro y micropartículas, principalmente cuando las macropartículas son pequeñas (± 1 μm) confiere propiedades únicas y superiores a los materiales, ya que mejora la transferencia de tensiones entre las partículas en el composite, o sea, con el aumento en el porcentual de carga la distancia interparticular disminuye aliviando la tensión en la matriz resinosa y consecuentemente mejorando la resistencia de la resina. Además de esto, la incorporación de micropartículas endurece la matriz resinosa, lo que aumenta sustancialmente la fuerza cohesiva de la matriz, dificultando la propagación de grietas. Por razones de orden didáctico y debido a la gran variedad de esta clase de materiales, es interesante dividir las resinas compuestas híbridas en híbridas de pequeñas partículas, híbridas de minipartículas (también denominadas de híbridas submicrométricas) e híbridas con alta cantidad de carga (pesadas). ⁽¹⁾

Las híbridas de pequeñas partículas son así denominadas porque sus "macro"partículas poseen un promedio de tamaño que varía entre 1 y 5 μm . Los composites híbridos de pequeñas partículas contienen cantidades de micropartículas que varían entre 10 y 15% y presentan buenas calidades de pulimento y resistencia al desgaste (ejemplos comerciales: APH, Pertac-Hybrid, post-Com II, Ful-Fill, Miradapt). ⁽¹⁾

Las resinas compuestas híbridas de minipartículas o híbridas submicrométricas

son así denominadas debido al hecho de que la gran mayoría de los agentes de carga son menores de 1 μm (0,6 - 0,8 μm), siendo las mayores partículas de 2 μm de tamaño máximo. Las resinas híbridas submicrométricas poseen por lo tanto una estrecha distribución de partículas menores de 1 μm , además de poseer una alta incorporación de micropartículas en la matriz resinosa, que pueden ser añadidas directamente o a través de partículas prepolimerizadas, siendo este último método el preferido; una vez que permite mayor incorporación de carga (hasta 80% en peso) aumentando sustancialmente el refuerzo particular y la fuerza cohesiva de la matriz polimérica. Algunos ejemplos comerciales de híbridas submicrométricas son Herculite XRV, Charisma, Charisma F y Conquest DFL.⁽⁴⁾

Las resinas compuestas híbridas con alta cantidad de carga (híbridas pesadas) contienen más de 80% de carga en peso, proeza obtenida gracias a la minuciosa distribución de partículas de carga de tamaños variados. La gran incorporación de partículas inorgánicas confiere un refuerzo particular máximo y el composite posee alto módulo de elasticidad, o sea, se deforma muy poco bajo tensión, lo que repercute en mayor propagación de grietas. Por poseer macropartículas de hasta 10 μm en tamaño, la mayoría de las resinas híbridas pesadas no poseen un alto grado de pulimento. Algunos ejemplos son P-50, Bis-Fill P, Occlusin y Z.100.

(1)

COMPUESTOS PARA RESTAURACIONES POSTERIORES.

La amalgama ha sido el material de obturación tradicionalmente empleado para la restauración de dientes posteriores. Se le atribuye fácil colocación, buenas propiedades mecánicas, excelente resistencia a la abrasión y la característica única de reducir la filtración en el margen gingival conforme la restauración envejece. Sin embargo con la demanda creciente de una odontología estética, y con el interés de algunas personas respecto de los efectos tóxicos del mercurio, ha aumentado el uso de las resinas compuestas para restauraciones de clases I y II. Los compuestos se han empezado a emplear con mayor frecuencia para estos propósitos.⁽⁴⁾

Durante los pasados 5 a 30 años, los materiales de cada una de las categorías de resinas compuestas expuestas en éste trabajo se han empleado para restauraciones posteriores. En comparación con la amalgama, la técnica de colocación requiere más tiempo. Las pastas de monómero altamente plásticas exigen que la matriz sea cuidadosamente contorneada para obtener un aceptable punto de contacto proximal.

Cuando los márgenes gingivales de la cavidad se localizan en dentina, cemento o ambos, y la resina está firmemente anclada en el esmalte grabado y otros márgenes, el material tenderá a contraerse a través de los márgenes gingivales durante el polimerizado. Esto conduce a la formación de una fisura en la interfase. Después hay filtración marginal, con sus consecuencias inherentes.⁽²⁾

La radiopacidad es una propiedad importante en cualquier material de restauración posterior. Algunas resinas compuestas son radiopacas, así que no presentan gran problema. Clínicamente, las fracturas no son una causa común de fallas con los productos adecuadamente formulados. Además de la contracción de polimerización, otro problema clínico frecuente ha sido el desgaste oclusal.

El mecanismo de desgaste oclusal es un problema complejo. Los mejores compuestos para restauraciones posteriores serán los que se mantengan dentro de condiciones semejantes al esmalte natural. Aunque las diferencias de velocidad al desgaste de 10 a 20 μm anuales puedan parecer pequeñas, el desgaste de los compuestos posteriores de 0.1 a 0.2 mm es mayor que el del esmalte en un periodo de 10 años. Debido a estos desgastes y sus implicaciones potenciales sobre la oclusión, es importante seleccionar con cuidado los casos clínicos que deben ser tratados con compuestos posteriores.⁽²⁾

La relación de estas propiedades críticas de los compuestos posteriores es la naturaleza del desgaste mecánico. Se han propuesto dos mecanismos principales de desgaste de los compuestos. Uno depende del contacto directo de la restauración con los dientes opuestos, por lo que hay mayor tensión que la desarrollada en pequeñas áreas de contacto. El proceso de desgaste en esta región puede estar relacionado con mayor nivel de tensión inducido por su cúspide.⁽⁴⁾

La pérdida de material en áreas que no tienen contacto tal vez sea causada por el contacto con el bolo alimentario y por las fuerzas a través de la superficie oclusal.

Este tipo de desgaste quizá sea controlado por numerosas propiedades del compuesto, como la porosidad, la estabilidad de acoplamiento del silano, el grado de la conversión del monómero, la carga del relleno, y el tamaño y tipo de partículas de relleno. Las variaciones entre pacientes, como las diferencias entre los hábitos de masticación, los niveles de fuerza y el medio bucal puede jugar un papel importante en el proceso de desgaste.⁽²⁾

Clínicamente, la pérdida de material causada por desgaste en el área de contacto al parecer es mayor que la asociada con la abrasión por comida. Los compuestos en los que las partículas de relleno son pequeñas, tienen alta concentración y buen enlace a la matriz son los más resistentes al desgaste. Las grandes restauraciones tienden a gastarse más que las pequeñas, como las de los molares en comparación con las de los premolares.⁽⁴⁾

Las principales indicaciones para las restauraciones de este tipo de cavidades clase II se limitarán a la demanda estética del paciente y el odontólogo. Es preferible una preparación conservadora, para que el diente y no el compuesto, sea el que absorba la tensión.⁽²⁾

Contraindicaciones: No debe utilizarse en pacientes con bruxismo, debido al mayor potencial de desgaste. El uso de compuestos posteriores en una boca con caries activa es cuestionable, porque los materiales comunes no tienen la capacidad de proporcionar efecto anticariogénico y resistencia a la filtración.⁽²⁾

RESINAS COMPUESTAS EMPACABLES.

Las resinas compuestas condensables, de reciente introducción, tienen propiedades físicas superiores, resuelven algunos de los problemas clínicos relacionados comúnmente con las resinas para posteriores y se manipulan y colocan en forma muy parecida a la amalgama. Las resinas condensables ofrecen la oportunidad de dar un mejor servicio de restauración, combinado con técnicas familiares.⁽³⁾

La restauración de posteriores con resinas compuestas tiene las siguientes ventajas sobre las amalgamas.

Las resinas se adhieren tanto al esmalte como a la dentina gracias a los nuevos adhesivos. Ésta unión micromecánica y química provee un excelente sellado marginal y crea un bloque de diente y restauración que es más resistente a las fracturas que el diente preparado. La amalgama, por el contrario, solamente rellena una cavidad preparada y para impedir la microfiltración hay que confiar en la descomposición marginal. La amalgama puede ser, una cuña que actúa contra la estructura remanente, causando fracturas de cúspide que se originan en la base de la obturación.⁽³⁾

Las resinas permiten hacer una preparación mucho más conservadora para la restauración. Las técnicas de adhesión requieren solamente la remoción de la sustancia cariosa mientras que las amalgamas requieren extensión por prevención y extensión por retención en la preparación de la cavidad. Esto implica

una pérdida innecesaria de estructura dental sana para compensar las propiedades físicas negativas de la amalgama de mercurio.⁽²⁾

Las resinas tienen color diente, por lo que son estéticamente deseables. Su apariencia más natural y nueva involucra a los pacientes en su cuidado. Las restauraciones color diente tienden a motivar a los pacientes para tener un mejor cuidado en casa.⁽¹⁾

Las resinas no pueden ser condensables por medio de instrumentación, como tampoco lo puede ser la amalgama. La llamada "condensación" de la resina o la amalgama es en realidad un "empacado" o eliminación de vacíos entre las moléculas componentes. Una restauración que tiene menos vacíos es más fuerte y más resistente al microfiltrado y al desgaste.⁽³⁾

Entre las resinas condensables figuran la Surefil de Dentsplay, la Solitaire de Heraeus Kulzer, Alert de Jeneric Pentron y filtek P60 de 3M ESPE. Se caracterizan por:

- Poco desgaste: Igual o mejor que la amalgama.
- Empacabilidad: La colocación se siente como la amalgama, no hay pegajosidad ni adherencia al instrumento.
- Modelado anatómico: Materiales que no se colapsan y pueden ser modelados antes de curarlos.

- Bajo encogimiento de polimerización.
- Colores naturales.

La consistencia de éstas nuevas resinas compuestas distiende permanentemente las bandas matrices, permitiendo la formación de contactos interproximales estrechos. Esto disminuye la posibilidad de roturas marginales y permite la colocación de capas más gruesas dentro de la preparación.

Las resinas "condensables" no solamente ofrecen una técnica fácil, predecible y familiar para obturar posteriores, sino que dan una restauración estéticamente atractiva y durable que es una excelente alternativa para la amalgama.⁽³⁾

BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

Existen dos aspectos para analizar respecto a los efectos sobre la pulpa: la toxicidad química inherente del material y la filtración marginal.

La agresión química a la pulpa por parte de los compuestos es posible si los componentes se difunden a través de los materiales y posteriormente alcanzan la pulpa. Los compuestos polimerizados adecuadamente son relativamente biocompatibles porque muestran solubilidad mínima y las muestras no reactivas son alcalinizadas en pequeñas cantidades. Desde el punto de vista toxicológico, éstas cantidades son demasiado pequeñas para causar reacciones tóxicas. Sin embargo, desde el punto de vista inmunológico, bajo condiciones

extremadamente raras, algunos pacientes y el personal odontológico pueden desarrollar una respuesta alérgica a estos materiales.⁽²⁾

Los materiales compuestos no curados y que se encuentran en el piso de la cavidad pueden servir como reservorio de los componentes que pueden inducir inflamación pulpar a largo plazo. Esta situación es de particular importancia para los materiales activados por luz. Si un odontólogo trata de polimerizar una capa demasiado gruesa de resina o si el tiempo de exposición a la luz es inadecuado, el material mal curado o sin curar puede liberar constituyentes alcalinizables adyacentes a la pulpa.⁽⁴⁾

La segunda preocupación biológica se relaciona con la contracción del compuesto durante el polimerizado y la consecuente filtración marginal. La filtración marginal puede causar crecimiento bacteriano y éstos microorganismos ocasionarán caries secundaria, reacciones pulpares, o ambos. Los procedimientos de restauración deben ser diseñados para minimizar la contracción al polimerizado y la filtración marginal.⁽⁴⁾

Una preocupación importante de los fabricantes de materias primas, de los diversos ámbitos industriales es lograr productos de alta calidad. Existen operaciones para el control de calidad que son necesarias para mantener la precisión y exactitud deseadas, así como la calidad del material requerida por los clientes.

Los estándares y normas de procedimientos predeterminados, el control

estadístico de la calidad y una gran variedad de dispositivos para la medición, calibración y pruebas ayudan a todos los fabricantes a lograr alta calidad en sus productos. Los métodos de inspección son para determinar si un producto cumple con las especificaciones y normas aplicables.(5)

NORMALIZACIÓN.

En 1918 se realizó la reunión de un gran número de ingenieros para formar la asociación encargada del desarrollo y coordinación de normas nacionales en E.U., estos esfuerzos condujeron a la formación de la Asociación Americana de Estándares (A.S.A. por sus siglas en inglés), su objetivo es desarrollar, aprobar y coordinar la normalización de prácticas y partes elaborados en la industria.

El comercio internacional, las plantas y ventas de industrias norteamericanas en otros países pusieron de relieve la necesidad de normas internacionales. Hace unos años más de 40 países formaron la Organización Internacional de Normalización (I.S.O.), encargada del establecimiento y coordinación de normas.(6)

PRUEBAS APLICABLES EN DIFERENTES MATERIALES.

En general las pruebas y procedimientos utilizados en la manufactura se pueden clasificar como destructivas y no destructivas. En las primeras como su nombre lo indica la muestra se destruye y finalmente se pierde.

El propósito principal de las muestras destructivas es determinar si hay o no defectos en los materiales que son empleados en la inspección de las líneas de producción.(7)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Los nuevos adelantos en las resinas compuestas proponen técnicas diferentes a las tradicionales de su aplicación en procedimientos de obturación de cavidades; una técnica nueva es la de polimerizarlas a través de tejido dentario, con la finalidad que la contracción se de hacia las paredes de la cavidad y así reducir el fenómeno de la microfiltración. Es importante tomar en cuenta la calidad de la resina que se obtiene empleando esta técnica, ya que la disminución de luz puede interferir con la polimerización y por lo tanto reducir las propiedades mecánicas del polímero resultante.

JUSTIFICACIÓN.

Con ésta investigación se intenta valorar la influencia que tienen éstas técnicas en las propiedades mecánicas de diferentes tipos de resinas compuestas.

OBJETIVO GENERAL.

Valorar en resistencia flexural tres diferentes marcas comerciales de resina polimerizadas a través de diferentes espesores de tejido dentario.

Objetivos específicos:

Valorar resistencia flexural de resina Tetric Ceram polimerizada a través de 1.5 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Tetric Ceram polimerizada a través de 2 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Tetric Ceram polimerizada a través de 3 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada por 40 seg. a través de 1.5 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada por 40 seg. a través de 2 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada por 40 seg. a través de 3 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada por 20 seg. a través de 1.5 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada por 20 seg. a través de 2 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina Z-250 polimerizada por 20 seg. a través de 3 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina P-60 polimerizada por 40 seg. a través de 1.5 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina P-60 polimerizada por 40 seg. a través de 2 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

Valorar resistencia flexural de resina P-60 polimerizada por 40 seg. a través de 3 milímetros de espesor de esmalte y dentina.

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

Las resinas compuestas P-60, Tetric Ceram y Z-250 siendo polimerizadas a través de diferentes grosores de tejido dentario; al ser sometidas a pruebas de resistencia flexural, se obtendrán menores valores de resistencia que si se polimerizaran directamente.

METODOLOGÍA .

Criterios de Inclusión:

-Especímenes de resina Filtek Z-250 de 2 mm. de espesor x 2 mm. de altura x 25 mm. de largo polimerizados a través de 1.5, 2.0 y 3.0 mm. de tejido dentario . Polimerizados por 20 segundos.

-Especímenes de resina Filtek Z-250 Y Filtek P60 de 2 mm. de espesor x 2 mm. de altura x 25 mm. de largo polimerizados a través de 1.5, 2.0 y 3.0 mm. de tejido dentario . Polimerizados por 40 segundos.

Especímenes de resina Tetric ceram de 2 mm. de espesor x 2 mm. de altura x 25 mm. de largo polimerizados a través de 1.5, 2.0 y 3.0 mm. de tejido dentario . Polimerizados por 40 segundos.

Criterios de exclusión:

Todos los especímenes que no reúnan los criterios de inclusión.

VARIABLES DEPENDIENTES:

- Tiempo de polimerización.
- Grosor del tejido dentario.
- Temperatura del ambientador.
- Potencia de polimerización de la lámpara.

VARIABLES INDEPENDIENTES:

- Composición de la resina Filtek Z-250
- Composición de la resina Filtek P-60
- Composición de la resina Tetric ceram

MUESTREO

Se realizaron 80 especímenes de 2 mm. de espesor x 2 mm. de altura x 25 mm. de largo. Divididos en 16 grupos de 5 especímenes, como lo muestra el cuadro No. 1.

| 1.5 mm | 2.0 mm | 3.0 mm | control | |
|--------|--------|--------|---------|--------------------------|
| 1 | 1 | 1 | 1 | Z-250 a 20 seg. |
| 1 | 1 | 1 | 1 | Z-250 a 40 seg. |
| 1 | 1 | 1 | 1 | P60 a 40 segundos |
| 1 | 1 | 1 | 1 | Tetric Ceram 40 segundos |

Cuadro no. 1 muestreo del los grupos del estudio

MÉTODO.

En la realización de este estudio se necesitaron 15 órganos dentarios los cuales permanecieron hidratados y libres de caries desde el momento de su extracción. Se realizaron cortes de 1.5, 2.0 y 3.0 mm de espesor porque los especímenes de resina se polimerizaron a través de estos cortes.

CORTE DE LOS DIENTES

Los órganos dentarios se montaron mesio-distalmente en una reglilla de acrílico de 13 cm. X 3cm. X 2 mm, que presenta dos perforaciones sobre su eje mayor con una separación (una de otra) de 10.3 cm. y se fijaron con resina autopolimerizable (Arias México). Fig. 1. Una vez montados en la reglilla se colocaron en la recortadora (Guillins-Hamco Thin Section Machine) y se realizaron los cortes de diferentes especímenes a grosores de 1.5 mm, 2.0 mm y 3.0 mm de tal manera que en ellos hubiera esmalte y dentina. Estas muestras se guardan en un recipiente tapado con agua y se mantuvieron en refrigeración a 5°C para que no se deshidrataran. Fig. 2

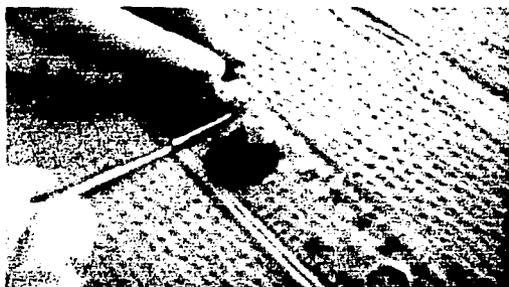


Fig. 1 montaje en las reglillas



Fig. 2 corte en la máquina

FABRICACIÓN DE ESPECIMENES DE RESINA PARA RESISTENCIA FLEXURAL.

En la obtención de las muestras de resina compuesta se emplearon tres diferentes marcas comerciales, un hacedor de muestras para flexural de acero inoxidable, varios porta objetos y separador que es cera microcristalina al 3% en tolueno:

- 1.- se colocó con un pincel separador de cera microcristalina al 3% en tolueno por la parte interna del hacedor de muestras de acero inoxidable.
- 2.- Se armó el hacedor de acero inoxidable para resistencia flexural ya que consta de dos partes.
- 3.- Una vez armado se colocó la resina dentro del hueco del hacedor y se condensó haciendo presión con cinta mylar y otro porta objetos.
- 4.- se colocó el corte del diente sobre la muestra con los diferentes grosores de tejido dentario y se polimerizó durante 40 segundos con una lámpara Visilux II 3M

ESPE por ambos lados del hacedor; obteniéndose así las diferentes muestras.

Fig. 3.

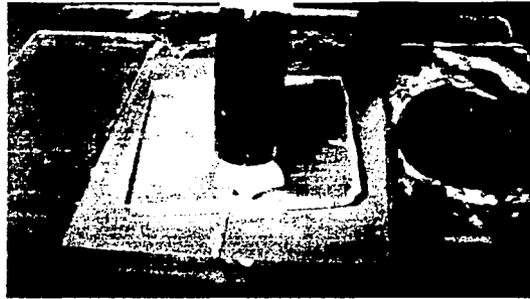


Fig. 3 polimerizando a través de tejido dentario.

5.- Una vez obtenidas las muestras se eliminan los residuos y se almacenan por 24 horas a 37°C y humedad relativa del 100% en una estufa Hanau.

6.- Pasadas las 24 horas, se miden con un vernier electrónico (Max Cal USA.) tomándose dos medidas, base y altura.

Para la muestra control se realizaron los mismos pasos con las mismas resinas, solo que éstos no se polimerizaron a través de tejido dentario, sino que se hizo directamente en la resina. Una vez transcurrido el tiempo se procedió a realizar la prueba de resistencia flexural.

1.- Para esto, se colocaron las muestras en un aditamento con dos soportes, con una separación de 20 mm entre ellos. Fig. 4.

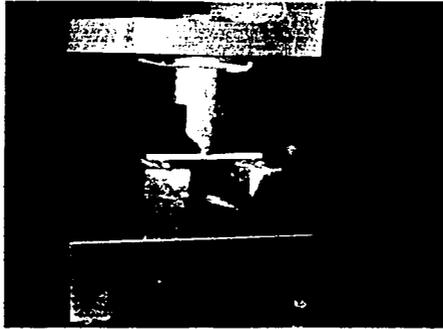


Fig. 4 aditamento con dos soportes

2.- Con una celda Mecmecin con un aditamento que tiene un soporte y una máquina universal de pruebas mecánicas mini instron y a una velocidad de un milímetro por minuto en sentido de compresión hasta romper el espécimen. Fig. 5.



Fig. 5 máquina universal de pruebas mecánicas

3.- Una vez que esto sucedió se guardaron los resultados de cada espécimen en una hoja previamente diseñada para este fin .

RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron analizados con un análisis de varianza en ANOVA de una vía y comparación de grupos tukey .

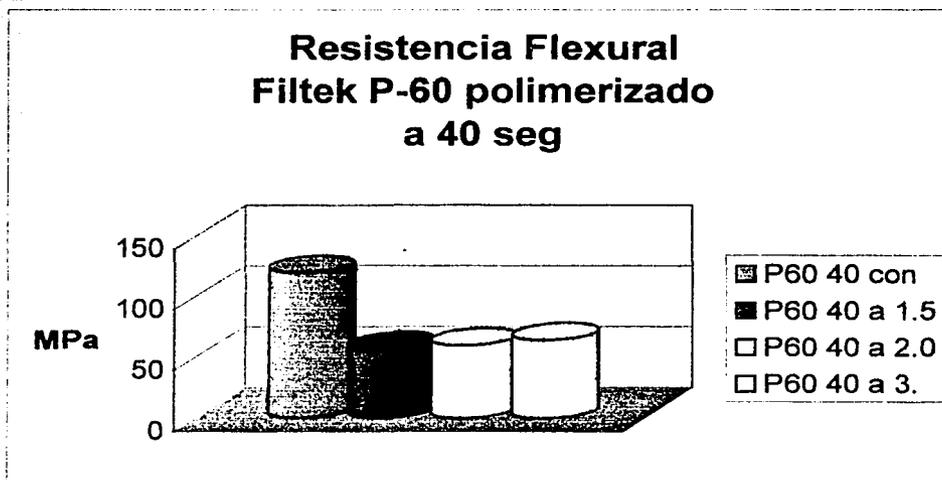


Tabla No. 2

Se muestran los valores de Filtek P-60 donde el valor más alto es para el grupo control (119.2 MPa) y una desviación estándar de 42.3 que es polimerizado sin anteponer el tejido dentario, y el más bajo corresponde al grupo polimerizado con 1.5 de tejido dentario (56.4) con desviación estándar de 16.3 a un intervalo de confianza de $P=0.063$. Es importante señalar que los valores más bajos obtenidos están por arriba de 50 MPa superando así a la norma 4049 de ISO y 27 de ADA.

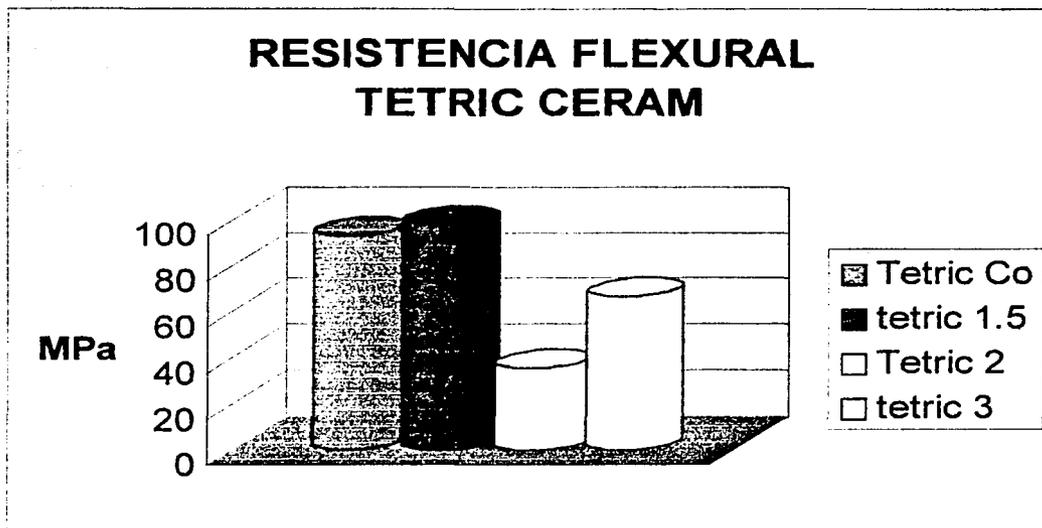


Tabla No. 3

Comparando los resultados obtenidos por Tetric Ceram se puede observar que el valor mayor fue cuando se polimerizó a través de 1.5 mm. de tejido dentario (98.2 MPa) con una desviación estándar de 19.6 y el más bajo es para Tetric Ceram polimerizado a través de 2 mm. de tejido dentario (35.4. MPa) y 22.2 de desviación estándar, en éste caso cabe mencionar que no cumple con los requerimientos de la norma.

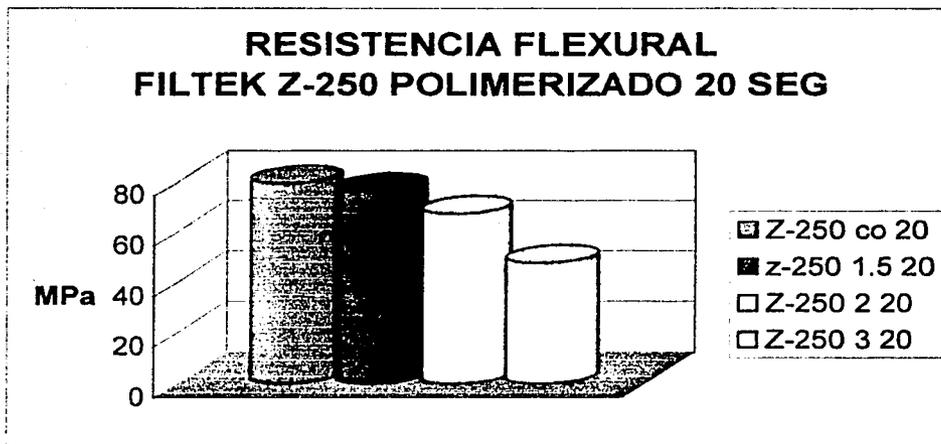


Tabla No. 4

Se muestran los valores obtenidos por Filtek Z-250 polimerizados a 20 segundos y se puede observar que el valor mayor fue el que se obtuvo con el grupo control (79.2 MPa) con una desviación estándar de 17.8, los valores menores fueron los provenientes de Filtek Z-250 polimerizado a 20 segundos a través de 3 mm. de tejido dentario (47.8 MPa) y desviación estándar de 10.7, éstos tampoco cumplen con la norma 4049 de ISO y 27 de ADA.

RESISTENCIA FLEXURAL FILTEK Z-250 POLIMERIZADO A 40 SEG.

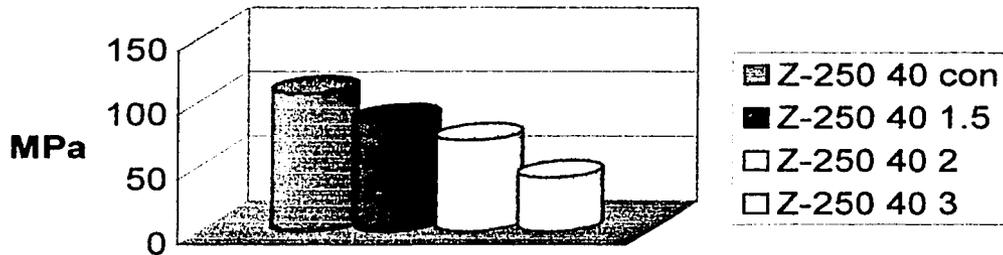


Figura No. 5

En ésta gráfica se muestran los valores derivados de Filtek Z-250 polimerizado a 40 segundos y en éstos se observa que los mejores valores son para el grupo control (106.6 MPa) con una desviación estándar de 6.6 y los valores más bajos son para el grupo que fue polimerizado a través de 3 mm. de tejido dentario (41.6 MPa) y su desviación estándar es de 10.4, estando éstos por debajo de 50 MPa que es lo que solicita la norma.

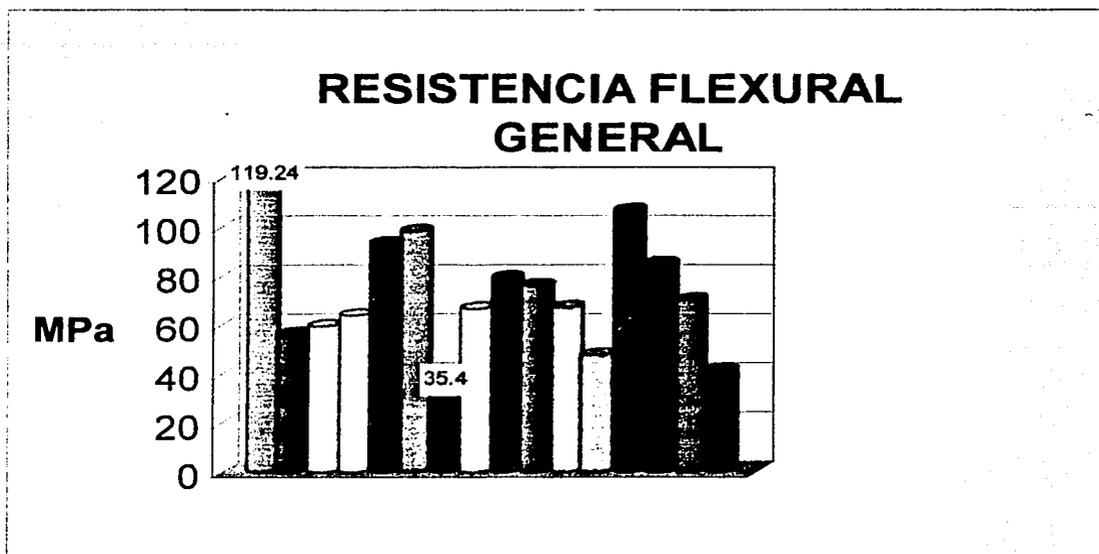


Tabla No. 6.

En la tabla general se muestran los valores que exponen al grupo que obtuvo los valores más altos y el grupo que tiene los valores más bajos existiendo una diferencia estadísticamente significativa a un intervalo de confianza de $P=0.001$ entre el grupo de Filtek P-60 con los grupos tetric ceram polimerizado con 2mm. de tejido dentario, con Z-250 con 3mm. de tejido dentario y polimerizado por 40 seg. Entre los grupos de Filtek Z-250, Filtek P-60, Tetric Ceram polimerizado a 40 seg. y Z-250 polimerizado a 20 seg. a través de tejidos dentarios no existen diferencias estadísticamente significativas.

CONCLUSIONES.

Basándose en los resultados obtenidos se concluye que:

Al utilizar la técnicas de obturación en la que se polimeriza a través de tejidos dentarios debemos de reforzar la polimerización directamente sobre la obturación, ya que al polimerizar solamente a través del tejido dentario, se demostró en este estudio que las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuestas son deficientes en comparación con las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta polimerizada directamente.

Esto es necesario igualmente para reducir el stress de polimerización y la contracción de polimerización que ocurre hacia las paredes de la cavidad. Y al utilizar la técnica de polimerización a través de tejido dentario debemos aumentar los tiempos de exposición de la lámpara a al doble, para compensar la disminución de luz que ocurre al pasar por el tejido dentario, esto lo demuestran los resultados al usar Filtek Z-250 polimerizando en 20 seg y polimerizandola en 40 seg.

Asimismo se demostró que la resina Filtek P-60 obtuvo valores superiores en el grupo control, que Filtek Z-250 y Tetric Ceram en los mismos grupos. Por lo tanto se puede decir que al utilizar la resina Filtek P-60 en pacientes obtendremos mejores propiedades físicas y tendremos mayores posibilidades de éxito.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- 1.- Chaín Marcelo. Baratieri Luiz. Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores. Artes médicas 2001.
- 2.- Phillips RW. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9a edición. Interamericana McGraw-Hill.
- 3.- Freedman G. Resinas compuestas empacables: el nuevo paradigma en alternativas a la amalgama.
- 4.- Anusavice, KJ. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. Décima edición. Mc-Graw-Hill Interamericana.
- 5.- Andrew D. Peters, Jonathan C. Meiers. Efecto del modo de polimerización de un cemento de resina dual dependiendo del tiempo de unión. American Journal of Dentistry. Vol. 9 No. 6 Diciembre 1996.
- 6.- H.C. Kasanas. Glenn E. Baker. Procesos básicos de manufactura. 1ª. Edición 1989. Editorial Mc-Graw Hill. pp. 22-25.
- 7.-K. P. Arges y Cols. Mecánica de los materiales. Editorial C. E. C. S. A. 1ª. Edición 5ª. Reimpresión. México 1981. pp. 121-125.