

232



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

" VALORACIÓN DE UN NUEVO MATERIAL RESTAURADOR (ORMOCERA) " ESTUDIO COMPARATIVO

vº Bº
Quib

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANA DENTISTA

PRESENTA

SAHÍRA ESTEFANÍA VALENZUELA LIMÓN

DIRECTOR DE TESIS: C.D.M.O. JORGE MARIO PALMA CALERO

ASESORES: DR. FEDERICO BARCELÓ SANTANA
C.D.M.O. JORGE GUERRERO IBARRA



MÉXICO, D. F.

2000

160182



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.

Dedico este trabajo

**A Dios, por permitirme a mí y a mi familia
llegar a este momento con vida y salud,
y por todas las bendiciones que nos
ha dado.**

**A mi Papá, Dr. Ricardo Valenzuela
Papá: gracias a tu esfuerzo terminé
esta etapa. Aunque es sólo el principio
de mi vida profesional, es un momento
importante. Te quiero mucho.**

**A mi mamá, Sahira Limón
Mamá: gracias por estar conmigo
y apoyarme, éste es también un
logro tuyo. Te quiero mucho.**

A mis hermanos Carolina, Elsa y Ricardo.

Agradecimientos

**Al Dr. Jorge Mario Palma C.
Gracias por dirigir este trabajo
y por los conocimientos, la amistad
y el cariño que me has brindado
estos cinco años.**

**Al personal del Laboratorio de
Materiales Dentales de la División
de Estudios de Posgrado e Investigación
de la Facultad de Odontología.**

**A la Universidad Nacional Autónoma de México
y a la Facultad de Odontología.**

**A 3M de México División Dental
y a Degussa Hüls.**

**A Marisol y Sandra, esperando compartir
con ustedes muchas cosas más.**

ÍNDICE

	página
<u>Resumen</u>	1
<u>Introducción</u>	2
Capítulo 1	
<u>Antecedentes</u>	4
Capítulo 2	
<u>Resinas Compuestas</u>	15
Capítulo 3	
<u>Ormoceras</u>	39
Capítulo 4	
<u>Diseño Experimental</u>	49
4.1 Planteamiento del problema	49
4.2 Justificación del estudio	49
4.3 Hipótesis	50
4.4 Objetivos	50
4.5 Tipo de estudio	51
4.6 Definición de variables	51
4.7 Material	52
4.8 Metodología	53
Capítulo 5	
<u>Resultados</u>	62
5.1 Resistencia Compresiva	62
5.2 Resistencia Flexural	63
Gráficas	64
5.3 Sorción acuosa	65
5.4 Solubilidad	65
Gráficas	66
<u>Discusión</u>	67
<u>Conclusión</u>	69
<u>Referencias Bibliográficas</u>	70

RESUMEN

Este estudio fue realizado para valorar el comportamiento físico-mecánico de una ormocera dental. Este material de restauración estética directa posee cualidades diferentes al material de restauración estética directa más utilizado: las resinas compuestas. Estas diferencias podrían atribuirse a que poseen una matriz orgánica distinta.

Para valorar el comportamiento de este nuevo material se comparó a la ormocera dental Definite de Degussa Hüls con la resina compuesta Z 250 de 3M Dental.

A los dos materiales se les realizaron las siguientes pruebas: resistencia compresiva, resistencia flexural, sorción acuosa y solubilidad.

Los resultados obtenidos sugieren que la ormocera posee mayor resistencia compresiva y menor sorción acuosa que la resina compuesta. La resina compuesta presentó mayor resistencia flexural que la ormocera. Ambos materiales presentaron valores semejantes de solubilidad.

INTRODUCCIÓN

Con el desarrollo de las resinas compuestas y de los sistemas adhesivos, se han logrado grandes avances en la práctica de la restauración estética directa.

Mejorías significativas se han obtenido desde la aparición en 1962, de las primeras resinas compuestas, hasta nuestros días, donde tenemos resinas compuestas especialmente desarrolladas para utilizarse en la restauración de dientes posteriores, con mejores características, como mayor resistencia y reducción en la contracción por polimerización. Pero, a pesar de estas mejoras, la microfiltración y el desgaste siguen siendo el principal problema de las resinas compuestas.

Como una probable solución a los problemas antes mencionados, se ha desarrollado en Alemania un nuevo material estético de restauración directa con características totalmente diferentes en comparación con las resinas compuestas, ya que no son a base de BIS-GMA, la clásica matriz de resina, sino a base de una red de polisiloxano generada antes del endurecimiento del material mediante la fotopolimerización, con lo que se logra reducir la contracción por polimerización, entre otras ventajas, según sus creadores.

Este trabajo se propuso valorar las características de una ormocera dental, comparándolo con una resina compuesta, ambos de uso universal (restauración de cavidades clase I hasta clase V) para comprobar las cualidades que los fabricantes aseguran tiene.

Capítulo 1

ANTECEDENTES

El surgimiento de las resinas compuestas (Bowen, 1962) y de la técnica de grabado ácido del esmalte y dentina (Bounocore, 1955), representan grandes progresos en la ciencia y arte de restaurar estéticamente los dientes. Cuando aparecieron los adhesivos dentinarios, las técnicas restauradoras fueron perfeccionadas y las restauraciones fueron realizadas de una forma más biológica y conservadora.

Las resinas compuestas, en asociación con la técnica de grabado ácido han sido aplicadas en prácticamente todos los tipos y tamaños de cavidades, obteniéndose buenos resultados. Algunas de las ventajas de estas técnicas restauradoras son:

- Gracias a que se ha mejorado la composición de las resinas compuestas se logra entre otras cosas gran estabilidad de color y relativa resistencia al desgaste.
- Con los adhesivos dentinarios se logra estabilidad y buen sellado de interfase diente-restauración.

- La preparación cavitaria puede ser realizada con mínimo sacrificio de la estructura dental sana.
- La restauración, en la mayoría de los casos, puede ser terminada en una sola sesión, es necesario menos tiempo operatorio por la realización de todo el procedimiento y tienen menor costo, si se comparan con otro tipo de restauración estética.

Actualmente las resinas compuestas para dientes posteriores se están perfeccionando para ser utilizadas como sustitutos universales de la amalgama, por lo que aumenta cada día más el número de profesionales que utilizan resinas para restauraciones estéticas de dientes posteriores. Entre las ventajas del uso de resinas compuestas en dientes posteriores están:

- Estética superior, especialmente a corto y mediano plazo.
- Economía del tejido dental sano, ya que al utilizar una resina compuesta en un diente posterior, el principio de "extensión por prevención" es sustituido gracias a la técnica de grabado ácido por "sellado para prevención". ⁽¹⁾

- Baja conductibilidad térmica.
- La restauración puede ser terminada en una sesión, lo que significa comodidad y ahorro de tiempo para el paciente y el profesional.
- Con relación a otras restauraciones, las resinas reducen el costo del tratamiento.
- Ausencia de corrosión y corrientes galvánicas que están asociadas a las restauraciones de amalgama.
- Refuerzo de la estructura dental residual.

A pesar de que el problema de desgaste de las resinas en las zonas de carga masticatoria es muy serio, y que la contracción de polimerización es una de las limitaciones más importantes de las resinas, las investigaciones y los productos más recientes, prometen mejorías sustanciales y excelentes resultados. Uno de los grandes desafíos para los investigadores y que ha motivado gran parte de las investigaciones, es la búsqueda de un material estético para la restauración de dientes que tenga estabilidad dimensional y buena adaptación marginal, lo que impediría o disminuiría la filtración marginal, previniendo de esta manera la formación de caries secundarias. Estos aspectos, junto con la poca resistencia a la abrasión, son tal vez las mayores limitaciones al tiempo de vida y al buen resultado clínico de las resinas compuestas sobre todo cuando son colocadas en dientes posteriores.

Una de las grandes preocupaciones de la Odontología, desde su comienzo, fue encontrar un material restaurador que además de restablecer la función dental, presentara una resistencia adecuada a la abrasión, buena adaptación marginal, biocompatibilidad y que reprodujera el color natural de los dientes.

Las primeras resinas autopolimerizables fueron introducidas en Alemania alrededor de 1934 y su utilización aumentó durante la II Guerra Mundial.

Sin embargo, su uso clínico mostró que no tenían estabilidad de color y presentaban un elevado grado de contracción de polimerización, además de una adaptación marginal precaria debido al alto coeficiente de expansión térmica.

La búsqueda para conseguir mejorar las propiedades físicas de la resina acrílica, hizo que Paffenbarger, en 1940, adicionara una carga a la resina acrílica con la finalidad de eliminar el coeficiente de dilatación y aumentar su resistencia.

En 1951, Knock y Gleen, basándose en las experiencias de Paffenbarger unieron 15% de silicato de aluminio a la resina acrílica, obteniendo lo que se llamó en ese momento resina compuesta. Este material no tuvo

éxito ya que el silicato de aluminio fracturaba la resina con facilidad. Posteriormente estas resinas fueron llamadas "pseudocompuestas". ⁽¹⁾

La gran revolución en este campo ocurrió alrededor de 1960, cuando Bowen, después de varias experiencias, unió resina epóxica con la resina acrílica, obteniendo el BIS-GMA (bisfenol glicidil metacrilato). El éster glicidil del bisfenol A reacciona con el metacrilato de resina acrílica, dando origen a la resina de Bowen, que es la parte orgánica de la resina compuesta actual. Un relleno inorgánico unido a la matriz a través de un agente de unión (silano) fue agregado con el objetivo de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de este material. La investigación de Bowen es clásica y la mayoría de las resinas comercializadas actualmente se fundamentan en sus conceptos.

En el último siglo, se han desarrollado 4 tipos de materiales para emplearse como restauraciones dentales estéticas directas:

1.1 Silicatos ⁽²⁻⁴⁾

Se introdujeron a finales del siglo XIX y se emplearon en forma extensa hasta 1970, ya que se consideró el único material disponible de color semejante al del diente en esa época.

Consiste en un polvo, compuesto por diversas partículas de relleno de vidrio, como dióxido de silicio, alúmina y fluoruro cálcico. El líquido contiene ácido fosfórico al 35-50%.

Son poco resistentes a la solubilidad, por lo que se consideran restauraciones de corta duración. Se utilizaron para restaurar áreas anteriores que no soportan cargas ya que poseen una resistencia moderada.

Una de las ventajas de los silicatos es su alto contenido en fluoruros, que van desprendiéndose lentamente del material, reduciendo así la incidencia de caries recurrente. Poseen un coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dental, por lo que tienen una buena adaptación marginal y gran estabilidad ante cambios térmicos.

Sin embargo, también presentan algunas desventajas. Poseen una elevada acidez; son muy solubles en los fluidos orales; tienen un bajo nivel de dureza, por lo que se desgastan rápidamente y no son susceptibles de pulido, razón por la que se tiñen en corto tiempo. Por lo mencionado anteriormente, se consideraron materiales semipermanentes, con una vida media como material restaurador de aproximadamente cuatro años.

1.2 Polímeros acrílicos sin relleno ⁽²⁻⁴⁾

Estos materiales se suministran en forma de polvo y líquido. El componente principal del líquido es metil metacrilato, con una amina terciaria que actúa como activador. El polvo consiste en un compuesto de alto peso molecular llamado polimetilmetacrilato, un iniciador como el peróxido de benzoilo y agentes colorantes y opacadores que por lo general son óxidos metálicos.

El desarrollo de estos materiales acrílicos autocurables a finales de los 40's hizo posible la restauración de los dientes con resina directa. Tuvieron éxito parcial al cubrir los requisitos de un material de restauración estético y durable para dientes anteriores.

Sus cualidades estéticas y la insolubilidad en los líquidos bucales lo convirtieron en un material superior a los silicatos, sin embargo, su alta contracción de polimerización y su elevado coeficiente de expansión térmica, casi 9 veces mayor a la estructura dental ocasionaron problemas como percolación y pigmentación, pobre adaptación marginal y elevada incidencia de caries recurrente. Además, estas resinas son blandas y tienen por lo tanto una dureza de superficie pobre, incidencia alta de fracturas y un índice de desgaste importante en zonas funcionales. Tienen poca estabilidad de color.

1.3 Resinas Compuestas

Al avanzar el conocimiento de la química de los polímeros, se desarrolló la resina compuesta de restauración directa, la cual se basa en la molécula BIS-GMA. Fue Ray Bowen, del National Bureau of Standards, quien desarrolló en 1962 el componente de resina de tan extendido uso en nuestros días. Las propiedades de estas resinas son superiores a las del acrílico sin relleno⁽¹⁾.

Las resinas compuestas son constituidas principalmente por una matriz orgánica, un relleno inorgánico y un silano como agente de unión entre ellos.

Es necesario comprender las implicaciones relacionadas con la cantidad y tipo de relleno y la composición de la matriz resinosa, ya que las propiedades físicas, mecánicas, químicas y consecuentemente el desempeño clínico de la restauración, dependerá de estos factores.

1.4 Ionómeros de Vidrio para restauración²⁻⁴

Los ionómeros de vidrio fueron desarrollados por Wilson y Kent en 1974. Se han utilizado en Europa como materiales restauradores desde 1975. Fueron introducidos en Estados Unidos en 1977.

Consisten en un polvo de vidrio de alúmino silicato y un líquido, que es esencialmente un ácido poliacrílico entre el 35 y el 50% con ciertos aditivos, como ácido tartárico, itacónico o maleico, que actúan como agentes endurecedores y aceleradores para acortar el tiempo de fraguado. La composición por peso del polvo es aproximadamente un 34% de fluoruro aluminico, 29% de dióxido de silicio, 16% de óxido de aluminio, 10% de fosfato de aluminio y 3% de fluoruro sódico. El tamaño medio de partícula del vidrio para los ionómeros de restauración es de 40 μ m.

La reacción de fraguado de los ionómeros es lenta y en su transcurso el material es susceptible de deshidratación y a la vez de absorción de agua, y a pesar de que poseen en sus componentes aceleradores de la reacción, se recomienda cubrirlos con manteca de cacao o con una matriz para protegerlos durante al menos los 15 minutos siguientes a su colocación.

El líquido tiene la capacidad de formar enlaces hidrógeno con el colágeno y los componentes inorgánicos de la estructura dental, particularmente con el calcio, por lo que se genera un enlace químico entre el material y la estructura dental.

Poseen propiedades anticariogénicas, ya que desprenden fluoruros por intercambio iónico durante períodos de tiempo superiores a un año.

Las ventajas de las restauraciones de ionómero son principalmente sus propiedades anticariogénicas y la capacidad de formar una unión química con la estructura dental. La fuerza de unión a la dentina resulta ser alrededor de 30 a 70 kg/cm². Su coeficiente de expansión térmica es similar a la dentina, por lo que tienen estabilidad marginal.

Las desventajas de los ionómeros de vidrio radican en su gran sensibilidad a la humedad y a la deshidratación durante el período inicial de colocación. Presentan baja resistencia a las fuerzas de tracción y compresión en comparación con las resinas y amalgamas.

Por lo anteriormente citado, su utilización se limita a restaurar pequeñas cavidades que no estén en zonas sujetas a fuertes presiones, como erosiones de clase V. También se pueden utilizar como selladores de fisuras.

Recientemente se han hecho modificaciones a la formulación original de Wilson y Kent para mejorar el comportamiento físico y mecánico de los Ionómeros de vidrio. La primera modificación consistió en adicionar al vidrio una fase polimérica que entre otras cosas, permite a la masa solidificar en corto tiempo gracias a la fotopolimerización, hecho que reduce los problemas de equilibrio hídrico que se presentan en la tardada reacción ácido-base del Ionómero convencional. Los Ionómeros de este tipo se conocen como HÍBRIDOS.

La última modificación consistió en agregar al vidrio polímero reforzado (tecnología de resinas compuestas). Este material se conoce como COMPÓMERO el cual ha sido utilizado para restaurar cavidades clase V y además clase I de molares decíduos.

CAPÍTULO 2

RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas o composites, están constituidas principalmente por una matriz de resina (fase orgánica) y por partículas de relleno (fase inorgánica). La matriz de resina no varía mucho entre las distintas resinas disponibles actualmente, la mayoría de las cuales son a base de BIS-GMA , aunque ocasionalmente se utiliza como matriz el dimetacrilato de uretano. Las resinas se diferencian principalmente por su componente de relleno inorgánico. El tipo de relleno, el tamaño de las partículas y la cantidad de carga inorgánica (lo cual varía mucho entre las diferentes resinas disponibles), permiten predecir el comportamiento clínico de determinado material.

2.1 Componentes de las Resinas Compuestas

2.1.1 Matriz de Resina ⁽³⁻⁵⁾

Las resinas compuestas que se utilizan como material restaurador se clasifican dentro de los materiales conocidos como polímeros. Los polímeros son macromoléculas formadas por la unión de monómeros.

Las moléculas de la matriz de resina están basadas estructuralmente en la combinación de determinados grupos químicos como acrilatos y diacrilatos, epoxi y oxiuranos, fenoles, etc.

La matriz de resina mas utilizada, el BIS-GMA es un polímero pequeño (oligómero) que se forma a partir de tres monómeros polimerizados juntos, bisfenol glicidil metacrilato. Es una resina viscosa que se utiliza por lo general con una resina de menor peso molecular como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) para disminuir su viscosidad. Ray Bowen introdujo esta resina en 1962. Bowen hizo reaccionar un bisfenol A con dos moléculas de glicidil metacrilato (GMA) para obtener el BIS-GMA. La molécula está formada por una porción central constituida por la combinación de radicales epoxídicos más bisfenol unidos a dos extremos metacrilato. Es una molécula difuncional ya que por ambos extremos se encuentran los dobles enlaces de los grupos metacrilato, lo que permite el crecimiento tridimensional de las macromoléculas durante la polimerización.

La molécula BIS-GMA tiene las siguientes características:

En su fórmula presenta dos ciclos aromáticos, lo que confiere rigidez a la molécula. El grupo fenólico le confiere también resistencia mecánica.

La presencia de dos radicales hidroxilo permite la formación de uniones secundarias en forma de puentes de hidrógeno lo que le da una gran viscosidad.

Debido a que la cadena principal tiene muchos átomos de carbono, esta molécula tiene un elevado peso molecular y presenta baja contracción de polimerización en comparación con las resinas acrílicas. Además, la presencia de relleno inorgánico impide que el polímero resultante sufra un acortamiento importante al haber menos cantidad de matriz de resina por unidad de volumen.

Es una molécula viscosa debido a su peso molecular (algo mayor de 500 unidades) por lo que se suelen mezclar a la molécula de BIS-GMA otras moléculas de menor peso con el fin de obtener un polímero de menor viscosidad. Estos monómeros generalmente son: EGDMA (etilen-glicol-dimetacrilato), TEGDMA(trietilen-glicol-dimetacrilato), MMA (metil-metacrilato).

Los monómeros que reducen de la viscosidad se añaden según los distintos usos o indicaciones a que vayan a ser destinadas las resinas o según las preferencias de los diferentes grupos de investigación que desarrollan los materiales.

En 1974, Foster y Walker introdujeron otra matriz de resina, el dimetacrilato de uretano. La mayor ventaja de esta resina es su baja viscosidad, que facilita la carga de relleno sin necesidad de añadir monómeros de molécula pequeña para controlar la viscosidad.

La mayor desventaja de esta resina es su fragilidad y una contracción de polimerización considerable.

La razón por la que muchos fabricantes han preferido las resinas BIS-GMA a las de dimetacrilato de uretano, es porque tienen una estructura aromática que incrementa su rigidez y su resistencia a la compresión y disminuye la absorción de agua. Sus moléculas mayores dan como resultado menor contracción de polimerización comparadas con las moléculas del metacrilato de uretano.

Podemos resumir que, según las características químicas de la molécula de BIS-GMA (presencia de radicales cíclicos, de dobles enlaces, de radicales hidroxilo o de la longitud de las cadenas carbonadas) es posible modificar ciertos parámetros como rigidez, viscosidad y contracción de polimerización.

2.1.2 Partículas de relleno ⁽³⁻⁵⁾

Las partículas de relleno proporcionan estabilidad dimensional a la matriz de resina inestable y blanda, y mejoran de manera importante las propiedades del material. Por ejemplo, mientras más partículas de relleno, la presencia de la matriz de resina es menor, por lo que la contracción de polimerización se reduce.

Las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, a la tracción, y a la abrasión son mejoradas al introducir las partículas de relleno.

Los primeros rellenos fueron fibras y cementos de vidrio finamente molidos, así como fosfato de calcio fundido o sílice fundida reducida a finas partículas. El cuarzo fue muy utilizado y fue muy importante inicialmente, decayendo su éxito debido a problemas como su alto coeficiente de expansión térmica, que produce percolación marginal y recidiva de caries, su radiolucidez y su excesiva dureza que dificulta un buen pulido final. No obstante, algunas presentaciones de resinas actuales lo incorporan en pequeño porcentaje ya que es el relleno que se une con mayor fuerza al silano.

En la actualidad los rellenos tienden a ser combinaciones de diferentes partículas que aúnan propiedades, tratando de obtener coeficientes adecuados de expansión térmica, radiopacidad y pulido adecuados.

Las partículas de relleno más comunes son: cuarzo cristalino, sílice coloidal, silicato alumínico de vidrio, vidrio de silicato, vidrio de boro y vidrio de bario. Las resinas de macrorelleno utilizan como relleno cristales de cuarzo y de metales pesados, mientras que las resinas de microrrelleno tienen como material de relleno sobre todo sílice coloidal. El cuarzo aporta dureza y rigidez a la resina, fue uno de los primeros rellenos en utilizarse.

Los compuestos de bario y de metales pesados se utilizan para aumentar la radiopacidad del material. El silicato de aluminio confiere resistencia a la mayoría de las resinas compuestas actuales.

El tamaño de la partícula de relleno inorgánico de las resinas compuestas oscila entre 0.04 y 15 a 30 μ . La capacidad de las resinas compuestas de ser pulidas varía dependiendo del tamaño de la partícula de relleno. Las resinas cuyo relleno es de tamaño menor a una micra, son fácilmente pulibles. Tras un adecuado acabado, la superficie que muestran es lisa, cristalina, brillante, parecida al esmalte dental. Si las partículas de relleno miden entre 1 y 8 μ , las resinas son semipulibles, después del acabado presentan una superficie mate y menos brillante en comparación con las resinas con menor tamaño de partícula de relleno. Cuando las partículas de relleno miden más de 10 μ , las resinas pueden ser consideradas como no pulibles, tras el acabado presentan una superficie mate y sin reflejos. Las superficies rugosas resultantes dan lugar a la retención de placa y tienden a cambiar de color por la acumulación de pigmentos externos.

La cantidad de relleno inorgánico por unidad de peso en una resina es clínicamente importante, pues dependiendo de esta cantidad, se puede predecir la resistencia del material. Una resina con 75% o más de contenido

de relleno inorgánico, se denomina de alto contenido, y es resistente a las fracturas. Si contiene menos del 66%, se denomina resina de bajo contenido de relleno inorgánico y son considerablemente menos resistentes.

2.1.3 Agentes de unión

Se utilizan para proporcionar la unión entre las partículas de relleno y la matriz de resina. Ambas tienen diferente estructura y no existe entre ellas unión química.

Los agentes de unión más utilizados son los silanos. La mayoría de los silanos son moléculas bipolares que pueden unirse por enlaces iónicos a las partículas de relleno inorgánico y al mismo tiempo se unen químicamente a la matriz orgánica. Así se logra que las partículas de relleno se unan a la matriz de resina. El silano más representativo es el gamma-metacriloxipropil-trimetoxisilano.

2.2 Mecanismos de polimerización

Como se mencionó anteriormente, las resinas son monómeros de dimetacrilato que polimerizan por mecanismos de adición que se inician en radicales libres. Los radicales libres se generan por activación química (resinas autopolimerizables) o energía externa, como luz o calor (resinas

foto y termopolimerizables).

El mecanismo de autopolimerización implica la interacción de una pasta catalizadora y una aceleradora para crear radicales libres. Los radicales libres abren los enlaces entre carbonos no saturados del grupo metacrilato para crear un extremo receptor para otros grupos activos. En el medio bucal, las aminas aromáticas terciarias utilizadas como aceleradores de la reacción sufren a veces alteraciones químicas que pueden ocasionar cambios de color en la restauración.

La introducción de las resinas fotopolimerizables al principio de los 70's produjo una mejoría en la estabilidad del color de las resinas compuestas pues se elimina el uso de aminas terciarias como iniciadoras de la polimerización. La fotopolimerización permite el dominio del tiempo de trabajo, la reconstrucción por capas, alternancia de colores y en general la mejora de propiedades mecánicas y estéticas. Las primeras resinas fotocurables eran fotopolimerizadas con luz ultravioleta. La principal limitación de la luz ultravioleta como mecanismo de polimerización es que es incapaz de polimerizar la resina colocada a cierto grado de profundidad y que permite una polimerización poco eficaz cuando ésta se realiza a través de los tejidos calcificados (estructura dental). Además, la radiación UV resulta nociva para el profesional y para el paciente, ya que puede producir dermatosis y trastornos oculares.

Después se desarrollaron sistemas activados por luz visible, con gran mejoría al polimerizar incrementos gruesos de resina incluso a través de una capa de esmalte.

Todos los sistemas de iniciación necesitan la formación de un radical libre. Este radical libre es un compuesto con un electrón libre muy reactivo. Cuando el radical libre se encuentra con el doble enlace de carbono del monómero de la resina, se une con uno de los electrones del doble enlace dejando libres a los demás elementos del par. De este modo, el monómero de resina se convierte entonces en un radical libre que puede reaccionar con más monómeros. Este proceso continúa teóricamente hasta que todos los monómeros hayan polimerizado.

2.2.1 Grado de conversión

Se define como la cantidad de transformación de monómero a polímero (el paso de estado plástico a estado sólido del material).

Es variable de unos sistemas a otros y depende también de la técnica y equipo del profesional. En general, el grado de conversión de las resinas alcanza el 70%, ⁽²⁾ por lo que quedan monómeros residuales que se liberan y que en algunos casos pueden producir alergias a los pacientes. El grado de conversión de las resinas fotopolimerizables es mejor, pero puede verse interferido por diversos factores al atravesar la radiación lumínica la masa del material. Estos factores pueden ser:

- Pigmentos o colorantes añadidos a la resina.- Según el tono de la resina está indicado utilizar diferentes tiempos de fotopolimerización. Las resinas de tonos más oscuros necesitan mas tiempo de fotopolimerizado que las resinas de tonalidades más claras.
- Cantidad y naturaleza del relleno inorgánico.- El tipo y la cantidad de relleno puede ocasionar diferentes efectos en la luz, como dispersión, absorción, etc.

La matriz de resina absorbe luz y la partícula de relleno la difunde, por lo tanto, es deseable mucho relleno y poca matriz.

- Concentración de agentes fotoiniciadores.
- Características y estado del aparato emisor de luz.- Este debe ser controlado y vigilado periódicamente.

2.2.2 Capa superficial inhibida

Cuando termina la polimerización de una resina queda sobre su superficie una capa no polimerizada. Esta se denomina capa inhibida superficial. Ello significa que los radicales libres producidos durante la apertura de los dobles enlaces de los extremos de las moléculas de monómero tienen más afinidad química por el oxígeno atmosférico que por otras moléculas de monómero, por lo que no reacciona con ellas, quedando sin polimerizar la última capa.

2.3 Propiedades de las Resinas Compuestas ^(2,3,4,5,6)

Como se mencionó anteriormente, las propiedades de las resinas compuestas están determinadas por la naturaleza de sus componentes.

- Resistencia a la compresión.- Implica la aplicación de fuerzas compresivas, sobre todo durante la masticación. En general, las resinas compuestas tienen una resistencia a la compresión promedio de 300 a 350 Mpa (Mpa = kg/cm²). El valor máximo de resistencia a la compresión es alcanzado en un 90% al cabo de una hora, en comparación con la amalgama que alcanza 1/3 del valor total en el mismo tiempo.
- Resistencia a la tracción.- Es la resistencia que muestra un material al aplicársele fuerzas tensionales unilaterales. La resistencia a la tracción de las resinas compuestas varía entre 40 y 90 Mpa.
- Módulo de elasticidad.- Se utiliza para cuantificar la rigidez de un material. Es la relación entre la tensión y la deformación. Cuanto menor sea la deformación para una tensión dada, mayor es el valor del módulo de elasticidad y más rígido es el material. El módulo de elasticidad de las resinas es de 10 Mpa en promedio.

- Dureza.- Es la resistencia del material a la deformación plástica por indentación o rallado. Varía en función de muchos factores como porcentaje de relleno, tipo de matriz y la fotopolimerización (la dureza aumenta sí se fotopolimeriza por capas). La dureza de las resinas es de aproximadamente 50 Knoop en promedio. (Knoop = kg/mm²).
- Resistencia a la abrasión.- Se puede definir como la resistencia al desgaste. En general, el desgaste se explica por la exfoliación del relleno inorgánico seguida por la pérdida de la matriz orgánica que rodeaba al relleno.
- Expansión térmica.- Es el cambio dimensional que sufre un material al variar las condiciones térmicas del medio en el que se encuentra. El coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas es algo elevado. Oscila entre $20-60 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}.$, entre 2 y 6 veces más que el del esmalte dental. Al ser este coeficiente algo elevado, la adhesión de las resinas computas al esmalte y dentina es obligada, ya que implica variación significativa de la interfase obturación-diente.
- Contracción de polimerización.- Se produce en todos los composites. Es la disminución de la distancia interatómica de las moléculas de monómero durante la polimerización. La contracción de polimerización

aumenta si es mayor la cantidad de matriz de resina presente en el material, y disminuye si es mayor la cantidad de relleno y menor la cantidad de matriz orgánica. La contracción de polimerización también se reduce al fotopolimerizar el material por capas. En general, la contracción de polimerización de las resinas compuestas es de 3% del volumen.

- Sorción acuosa.- Es la posibilidad de penetración de moléculas de agua en el polímero. La parte responsable de este fenómeno es la porción orgánica puesto que estas moléculas presentan algunos radicales hidrofílicos. Este fenómeno implica una expansión volumétrica del material, que podría en algunos casos compensa parcialmente la contracción de polimerización. La sorción acuosa de las resinas varía de .5 a 1.5 mg/cm².

2.4 Propiedades Biológicas de las Resinas Compuestas

Las resinas compuestas pueden ser consideradas como materiales tóxicos frente al complejo dentino pulpar. Esta toxicidad puede ser directa, ligada al material o indirecta, ligada a un defecto en la metodología clínica.

- Toxicidad directa.- La matriz orgánica es la responsable de la toxicidad. Las resinas pobres en relleno se consideran las más peligrosas. Además, durante las reacciones de polimerización hay cierto grado de exotermia que puede afectar al diente. Por lo tanto, el espesor del piso dentinario es importante, (debe ser entre .5 y 2mm.) por lo que es necesario la colocación de un material entre la resina y el diente que sirva de aislante. Además, como hemos mencionado, no todos los monómeros de la matriz de resina polimerizan, quedando monómeros residuales libres que pueden sensibilizar al paciente y producirle alergias⁷.
- Toxicidad indirecta.- Para muchos autores, esta toxicidad es mas determinante que la directa. Debe conseguirse una excelente adaptación marginal entre el diente y la resina. Si no se consigue un perfecto sellado queda un espacio accesible a las bacterias y a las toxinas provenientes del medio bucal que pueden llegar a la pulpa a través de los túbulos dentinarios.

El material debe estar perfectamente pulido para limitar la retención de placa bacteriana en especial a nivel cervical, así como para evitar la retención de pigmentos.

2.5 Resinas Compuestas de macrorrelleno

También se les conoce como resinas compuestas convencionales o tradicionales. El tamaño promedio de la partícula de relleno va de 8 a 12 μ . El relleno que más se utiliza en estos materiales es el cuarzo. Las partículas de macrorrelleno pueden ser pequeñas o grandes. Pequeñas si la partícula mide de 1 a 10 μ de diámetro, y grande si mide más de 10 μ . El porcentaje de relleno en estas resinas es por lo general de 70 a 80% por peso o de 60 a 70 % de volumen.

Las resinas compuestas de macrorrelleno son resistentes a la compresión, ya que transfieren la carga aplicada a las partículas de relleno y no a la matriz de resina, que es blanda. Son duras, por lo que son más resistentes a la abrasión y a la fractura que las resinas acrílicas. Sin embargo, la principal desventaja clínica de este material es la superficie rugosa que surge como resultado del desgaste abrasivo de la matriz blanda de resina que deja al descubierto las partículas de relleno duras, por lo que presentan tendencia a la pigmentación al retener pigmentos externos. A medida que se desgasta la matriz, se van proyectando las partículas de relleno, las partículas expuestas se desprenden y dejan al descubierto mas resina, produciendo así más desgaste del material.

2.6 Resinas Compuestas de microrrelleno

Son con mucho, las resinas compuestas más aceptables estéticamente y las de más fácil pulido. El material de relleno es sílice coloidal, cuyas partículas miden entre 0.02 y 0.04 μ . Por desgracia, el empleo de una partícula de relleno tan pequeña impide la inclusión de un gran contenido inorgánico, ya que la matriz de resina sólo es capaz de aceptar una cantidad limitada de relleno inorgánico de micropartícula antes de tornarse extremadamente viscosa y de difícil manipulación. La mayoría de las veces el máximo contenido inorgánico en este material es del 50% por peso.

Tratando de conseguir introducir mayor cantidad de relleno a estas resinas, los fabricantes pulverizan un prepolímero constituido por una mezcla de sílice coloidal y BIS-GMA y después incorporan las partículas resultantes de esta mezcla, cuyo tamaño va de 20 a 100 μ , a una cantidad adicional de BIS-GMA, logrando así que la cantidad de relleno en estas resinas sea de 80% por peso ó 70% de volumen.

Como se dijo anteriormente, las resinas compuestas de microrrelleno son la mejor opción para realizar restauraciones estéticas, sin embargo, poseen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas

convencionales, por lo que son utilizadas para restauraciones estéticas de dientes anteriores en zonas no sujetas a carga. Presentan mayor coeficiente de expansión térmica y mayor contracción de polimerización. En cuanto a la absorción hídrica, los composites de microrrelleno absorben entre dos y cuatro veces más agua que los convencionales.

2.7 Resinas Compuestas Híbridas

Estas resinas tienen un relleno bimodal. Poseen dos tipos de relleno inorgánico, micropartículas (0.04μ) y macropartículas (de 1 a 15μ). Surgen con el propósito de obtener un nuevo material que tuviera las mejores propiedades de los micro y los macro rellenos juntos.

A medida que se incrementa el porcentaje de relleno, al añadir partículas de microrrelleno a la matriz de las resinas de macrorrelleno, la distancia entre las partículas disminuye. Esto hace que la matriz de resina sea menos conductora de fuerzas, ya que las partículas transmiten la fuerza aplicada entre ellas sin comprimir la matriz de resina.

Tienen un gran contenido inorgánico (del 76 al 80 % en peso) y combinan una razonable capacidad de pulido con una gran resistencia a la fractura cuando son sometidas a tensión.

Pueden ser pulidas mejor que las resinas de macrorrelleno, pero no mejor que las de microrrelleno. Poseen mas resistencia física que las resinas compuestas de microrrelleno, pero menor que las de macrorrelleno.

2.8 Resinas compuestas para restauración de dientes posteriores

Aunque las primeras resinas compuestas eran indicadas para usarse en la restauración de zonas no sometidas a carga masticatoria, la mayoría de los fabricantes actuales producen resinas compuestas para uso específico en la restauración de dientes posteriores o resinas compuestas que pueden ser utilizadas tanto para la restauración de dientes anteriores como de posteriores, conocidas como "universales".

Las resinas compuestas originales no fueron ideales al restaurar dientes posteriores debido a que su resistencia al desgaste era baja, su contracción de polimerización y su expansión térmica producían microfiltración y caries recurrente, los cuales eran los problemas persistentes de las resinas compuestas.

Sin embargo, grandes mejorías en los materiales actuales y en las técnicas operatorias han logrado el desarrollo de resinas compuestas para restauración de dientes posteriores consideradas como alternativas aceptables de la amalgama dental. Muchos autores, al estudiar estas nuevas resinas, asumen que la amalgama es el material contra el cual los composites deben ser comparados debido a sus características físicas al utilizarse como material de obturación de dientes posteriores.

Desde hace 20 años, muchos profesionales dentales empezaron a utilizar las resinas compuestas como sustitutos de la amalgama dental, impresionados por su relativa alta resistencia a la compresión y su resistencia a la abrasión en comparación con las resinas acrílicas. En esa época, la Universidad de Indiana realizó un estudio de las condiciones de las resinas compuestas colocadas en dientes posteriores después de un año de uso. El estudio mostró que la resistencia al desgaste del composite fue similar al de la amalgama. Además, no hubo diferencias en la adaptación marginal, ni se detectó la presencia de caries secundaria. Sin embargo, al

cumplir la restauración 2 años en el medio bucal, el desgaste de las resinas fue reportado como "considerable" ⁽⁸⁾. Estudios subsecuentes corroboraron estos hallazgos. Desde entonces, innumerables investigaciones han llevado a los profesionales dentales y a los fabricantes a entender los mecanismos de degradación de los composites. Estas investigaciones han contribuido a mejorar ampliamente las resinas para restauración de dientes posteriores, sin embargo, el tiempo de observación clínica aún es corto para considerarlas como una opción adecuada a la amalgama dental.

Actualmente, el promedio anual de desgaste de numerosas resinas para restauración de dientes posteriores es comparable con el de la amalgama. Sin embargo, otros problemas relacionados con la colocación de resinas en dientes posteriores, como microfiltración y caries secundaria siguen preocupando a muchos clínicos.

En 1986 el consejo de Materiales Dentales, Instrumental y Equipo de la Asociación Dental Americana, estableció una serie de requisitos que las resinas utilizadas en dientes posteriores deberían llenar, los cuales incluían la evaluación del color, de la adaptación marginal y de la presencia de caries secundaria, además de que presentaran un determinado desgaste oclusal después de cierto tiempo de haber sido colocadas. Además, la

misión de este grupo fue el estudiar la viabilidad de desarrollar una norma para regular a las resinas de restauración de dientes posteriores. ^(9,10)

Desde entonces, se han mejorado las características de estas resinas. El continuo desarrollo de las resinas para restauración de dientes posteriores ha dado como resultado marcadas mejorías en la resistencia al desgaste, en la reducción de la contracción de polimerización y en sus características de manejo ("handling") ya que estas resinas son mas viscosas, lo que permite "esculpir" la morfología oclusal⁽¹¹⁾.

Las resinas compuestas desarrolladas con el fin de restaurar dientes posteriores, muestran una variación en su consistencia. Desde 1992, muchos autores recomiendan el uso de resinas compuestas de alta viscosidad o "**condensables**" para la restauración directa de dientes posteriores (Jordan y Suzuki, 1992)⁽¹²⁾. Entonces, la diferencia entre las resinas compuestas para uso en dientes anteriores y las resinas compuestas para restauración de dientes posteriores, radica en su viscosidad y en la mejoría de ciertas características clínicas, como reducción de la contracción de polimerización y aumento de su resistencia al desgaste⁽¹³⁾.

En general, para incrementar la viscosidad de las nuevas resinas para restauración de posteriores, los fabricantes han introducido a la resina

mayor cantidad de relleno y han realizado modificaciones a la matriz orgánica. Algunos han sustituido el tradicional BIS-GMA por PCDMA (Dimetacrilato de Policarbonato) ⁽¹⁴⁾. Otros, siguen utilizando el BIS-GMA, pero han reemplazado el TEGDMA por UDMA (dimetacrilato de uretano) y por BIS-EMA (Bisfenol A polietilen glicol dieter dimetacrilato) ⁽¹⁵⁾. Estos cambios permiten además que la molécula de resina tenga un mayor peso molecular y en consecuencia que se reduzca la contracción de polimerización, además de aumentar la dureza de la matriz.

Análisis estadísticos muestran que la sustitución de BIS-GMA o TEGDMA por UDMA resulta en un incremento de la resistencia a la compresión y a la flexión de las resinas compuestas, por lo que la variación de estas moléculas tiene un efecto significativo en las propiedades mecánicas de la resina. Es así como al seleccionar combinaciones específicas de estos componentes es posible diseñar resinas compuestas con determinadas propiedades para ciertas aplicaciones ^(16,17).

Para incrementar la resistencia física de las resinas, los fabricantes han aumentado la cantidad de material de relleno. Al ser mayor la cantidad de material de relleno, es también mayor la viscosidad de la resina, lo que le

dá la característica de "condensable" y sus cualidades de manejo ⁽¹⁸⁾. La viscosidad de estas resinas se puede incrementar también si se le incorporan fibras de vidrio y materiales cerámicos ^(19,20).

Otra característica importante de estas resinas es la reducción de la contracción de polimerización. En general, la contracción de polimerización de las resinas compuestas tradicionales es de 3% por volumen. Esto hace que se forme un espacio entre el diente y la restauración después de que ésta es polimerizada, lo que provoca microfiltración y caries recurrente. En estas resinas se logra reducir la contracción de polimerización ya que se aumenta la cantidad de relleno, lo que reduce la cantidad de matriz de resina, que es la fase susceptible de contracción. Además se utilizan otro tipo de matrices orgánicas de mayor peso molecular que se contraen menos ^(14,17).

CAPÍTULO 3

ORMOCERAS

Como se ha mencionado a lo largo de este trabajo, las amalgamas dentales no se consideran actualmente como el único material de restauración directa para dientes posteriores. El incremento en la preocupación de los pacientes por su salud con referencia a la toxicidad del mercurio, las desventajas de la restauración como la corrosión galvánica y el deseo de restauraciones más estéticas, han llevado al desarrollo de nuevos materiales de restauración. Así, se ha llegado al desarrollo de los composites, los cuales han mejorado notablemente desde su lanzamiento al mercado. Pero ciertas desventajas han quedado a la vista, especialmente la microfiltración y su baja resistencia al desgaste ⁽²¹⁾. En los últimos 30 años se han mejorado las resinas compuestas al realizar modificaciones principalmente en el material de relleno, pero la matriz orgánica no ha sido modificada de manera importante.

Como una solución a estos problemas, se ha desarrollado un nuevo material estético de restauración directa. " El único sustituto aceptable para la amalgama es aquel que ofrece todas sus ventajas, pero no sus inherentes desventajas" dice el Dr. Herbert Wolter, químico del Instituto

Fraunhofer para la Investigación del Silicato, en Würzburg, Alemania que desarrolló el ORMOCER®⁽²²⁾.

El ORMOCER® (organically modified ceramic , cerámica orgánicamente modificada,) es un polímero híbrido inorgánico-orgánico que consiste en una red de siloxano modificada selectivamente al incorporársele ciertos grupos orgánicos. Básicamente, y como veremos mas adelante, la diferencia entre este material y las resinas compuestas está en la matriz. Este nuevo material promete menor contracción de polimerización que las resinas compuestas, biocompatibilidad, resistencia a la abrasión y protección contra caries, además de poder utilizarse en todo tipo de cavidades, desde clase I hasta clase V. No solamente son útiles en el campo odontológico ya que las ormoceras tienen otros campos de aplicación, como la medicina, electrónica, oftalmología, y óptica, pues también se fabrican con ellas lentes, fibras y estructuras para aparatos electrónicos.

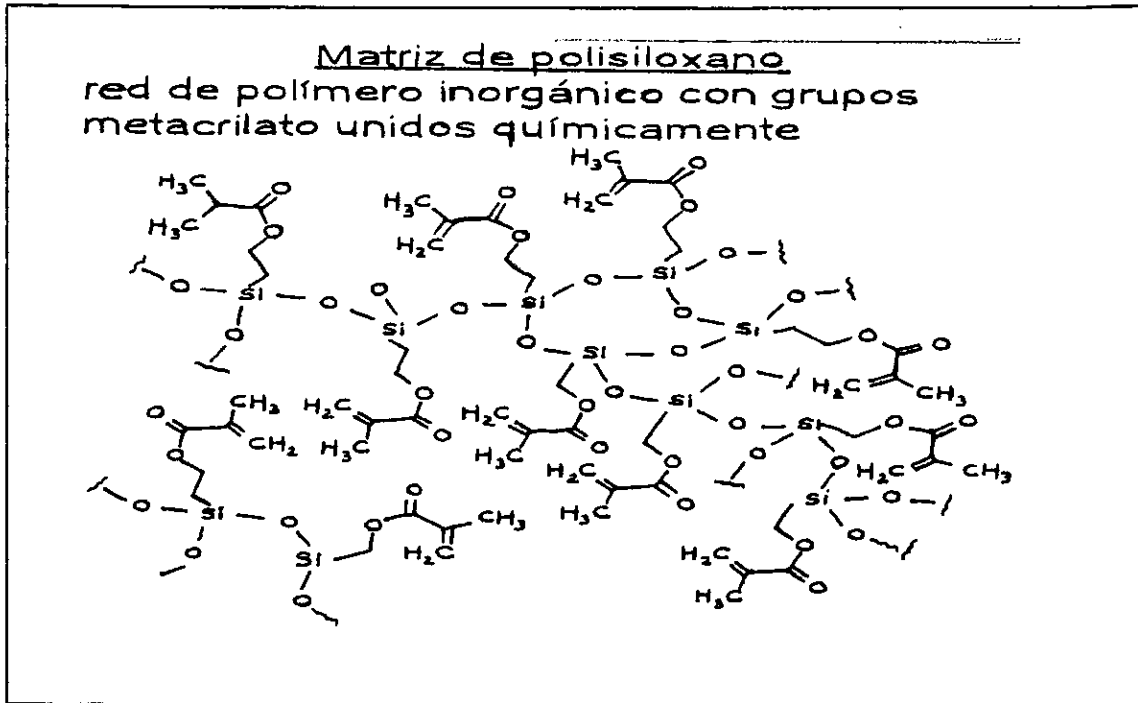
Los primeros representantes de este nuevo material fueron sintetizados a comienzos de los 80's por H.Schmidt. Desde esa época, este material se caracteriza por la capacidad de ajustar de forma selectiva sus cualidades. En cuanto a materiales para uso dental, se realizan investigaciones desde 1991 en el Instituto Fraunhofer en Alemania⁽²³⁾.

3.1 Generalidades

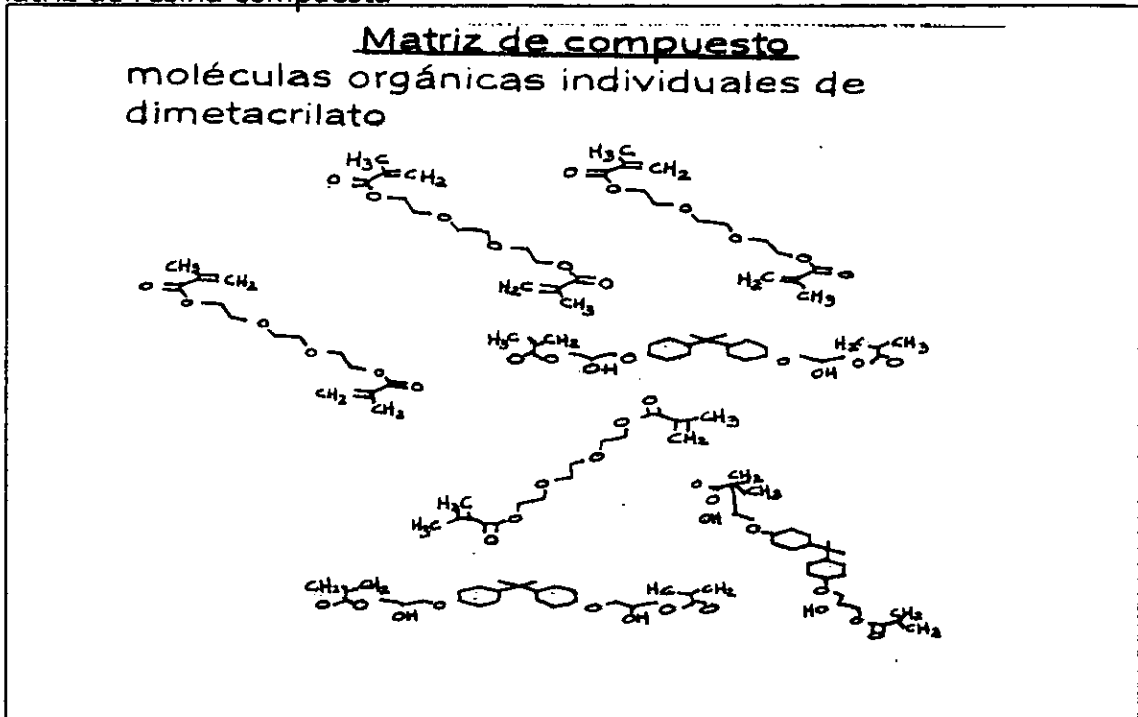
La ormocera es un material estético de restauración directa totalmente nuevo que se utiliza para restaurar dientes anteriores y posteriores, adecuado para sustituir a la resina compuesta, el compómero y la amalgama. La diferencia entre estos materiales y las ormoceras básicamente está en la matriz. La matriz de las resinas compuestas y compómeros se basa en la molécula BIS-GMA desarrollada por Bowen. La matriz de ormocera está compuesta por polisiloxano cerámico (cadenas de oxígeno y silicio) formando una red generada **antes del endurecimiento mediante la fotopolimerización**, razón por la cual el material presenta menor contracción. A esta red de polisiloxano se le añaden grupos orgánicos polimerizables y diferentes materiales de carga.

Según sus creadores, es un material que tiene todas las características deseables de un material restaurador sin ninguna consecuencia negativa en su uso⁽²⁴⁾.

Matriz de ormocera



Matriz de resina compuesta



3.2 Estructura Química

El Ormocer® es un polímero híbrido orgánico-inorgánico. Es una red de siloxano modificada de manera selectiva mediante la incorporación de grupos orgánicos. Se fabrica a partir de un tipo especial de sustancias, conocidas como alquilsilanos a los cuales se le añaden grupos polimerizables (metacrilatos) que se unen de forma covalente al silicio. Los grupos alquilsilanos permiten la formación de una red inorgánica de siloxano (Si-O-Si) convirtiendo los precursores monoméricos en un polímero inorgánico condensado mediante un proceso sol-gel (polisiloxano). La formación inorgánica de la red de moléculas de la cadena se realiza mediante hidrólisis y policondensación de los grupos $\text{Si}(\text{OR})_3$. A partir del silano se forman polisiloxanos. A éstos se le incorporan los grupos polimerizables. Esta matriz de polisiloxano se presenta como un polímero líquido y es multifuncional, por lo que forma estructuras tridimensionales. Su elaboración continúa con la adición de materiales de relleno, los cuales consisten en vidrios cerámicos y sílica principalmente, muy similares a los materiales de relleno utilizados en las resinas compuestas, para formar finalmente el material de restauración ^(22,23,25,26,27).

La síntesis de la red del polímero inorgánico de la matriz tiene lugar **en un reactor térmico y no en la cavidad oral**, por lo que se reduce notablemente la contracción de polimerización del material. Al ser fotopolimerizado, se forma la red inorgánica-orgánica característica del material. Cuando el material endurece, presenta propiedades estructurales casi idénticas al diente humano (composición orgánica-inorgánica). Por las diferencias mencionadas anteriormente, el ORMOCER® tiene cualidades diferentes a los materiales dentales para restauración directa hasta ahora conocidos ^(24,25,26).

3.3 Propiedades Biológicas de las ormoceras utilizadas para restauraciones dentales

- Biocompatibilidad.- Mediante varias pruebas toxicológicas se confirma la biocompatibilidad de este material al no detectarse liberación de componentes de la matriz que contuvieran metacrilato después de un periodo de observación de 77 días. Además, al material no se le detectó ninguna actividad irritativa, ni cualidades sensibilizantes ni efectos mutágenos o influencia sobre la tasa de alteración cromosómica. Con los polímeros de BIS-GMA se han reportado sensibilizaciones de pacientes por exposición a monómeros residuales debido a conversión incompleta^(25,26).

- Menor contracción de polimerización.- La contracción de polimerización de los materiales de restauración es una de las principales causas de desajuste y microfiltración. Mediciones efectuadas en la Universidad de Manchester demostraron que el ormocer presenta una contracción de polimerización entre 1.97 y 1.88 Vol %. (Varía según la presentación comercial del material. El Definite, de Degussa, presentó 1.88% y el Admira, de Voco 1.97%). Ambos resultados son claramente menores que los correspondientes a las resinas compuestas utilizadas en el estudio (2.90% en promedio). Por lo tanto, se obtiene un excelente sellado marginal, se reduce la microfiltración, la sensibilidad postoperatoria y la pigmentación de la restauración ^(25,26,28).
- Resistencia a la abrasión.- Los componentes de la matriz de ormocera y los materiales de relleno proveen al material de alta resistencia a la abrasión. Según ensayos realizados en la Universidad de Munich mediante un simulador de masticación, el ormocer mostró una mejor resistencia a la abrasión en comparación a la mayoría de las resinas compuestas utilizadas en el ensayo. Por lo que según el estudio, puede ser utilizado en las zonas posteriores sometidas a esfuerzos de carga masticatoria con una excelente estética y funcionalidad ^(25,26,27,29,30).

- **Estética.**- Mediante un ensayo realizado en la Universidad de Munich, el cual consistió en almacenar muestras de ormocer durante 24, 48, 72 y 168 horas en 4 diferentes soluciones de tinción (vino tinto, café, aceite de sésamo y agua destilada) se midió la estabilidad cromática del material. Los resultados obtenidos muestran que las modificaciones cromáticas de las ormoceras medidas mediante el colorímetro, se encuentran por debajo del límite de percepción del ojo humano^(25,26).
- **Pulido.**- La capacidad de pulido de un material estético de restauración directa está determinada por el tamaño de las partículas de relleno. La curva de distribución de los tamaños de partícula del vidrio superfino utilizado en las marcas comerciales de ormocer, muestra que menos del 10% de las partículas miden entre 2 y 3 μ , siendo el resto de menor tamaño, por lo que el material es fácilmente pulible logrando obtener un brillo similar al del esmalte dental con instrumentos estándar de pulir⁽²⁵⁾.
- **Protección contra caries.**- Una de las presentaciones comerciales de las ormoceras libera permanentemente iones de fluoruro, calcio y fosfato⁽²⁵⁾.

3.4 Propiedades físicas de las ormoceras dentales *

Resistencia a la flexión	143 – 128 Mpa (N/mm ²)
Resistencia a la compresión	410 – 400 Mpa
Contracción de polimerización	1.97 – 1.88 Vol %
Módulo de elasticidad	7300 Mpa
Absorción de agua	10.4 mg/mm ³).
Profundidad de endurecimiento	menor a 4.5mm

3.5 Composición de una ormocera de restauración dental *

Matriz de ormocera	23%	en peso
Vidrio de bario	68.1%	
Sílice	5.1%	
Apatita modificada	3.0%	
Pigmentos e iniciadores	.8%	

*Información del fabricante

El vidrio de bario tiene como función el proporcionar al material radiopacidad resistencia mecánica, resistencia a la abrasión y cualidades de pulido.

La matriz de ormocera proporciona la biocompatibilidad del material, la disminución en la contracción de polimerización y la resistencia a la abrasión, principalmente. La apatita modificada proporciona al material liberación y captación de fluoruro ⁽²⁵⁾.

3.6 Indicaciones de las Ormoceras dentales

Las ormoceras dentales son materiales estéticos de restauración directa considerados como universales, pues pueden ser utilizados en cavidades desde clase I hasta clase V ^(25,26,28).

Se debe utilizar con reserva en las cavidades clase II, hasta que se disponga de resultados de estudios clínicos en esos casos.

Capítulo 4

DISEÑO EXPERIMENTAL

4.1 Planteamiento del problema

Propiedades físico-químicas y comportamiento mecánico no ideales son características de las resinas a base de BIS-GMA. Un material de restauración estética que prescindiera de esa matriz polimérica... ¿mostrará mejores propiedades?

4.2 Justificación del estudio

Siendo las Ormoceras un material nuevo en el mercado, la información disponible es escasa y mayoritariamente proporcionada por el fabricante. Las características microestructurales del material explican en gran medida el excepcional comportamiento que publicita el fabricante, pero es necesario verificar sus propiedades para obtener información indudablemente imparcial.

4.3 Hipótesis

La Ormocera mostrará mejor comportamiento físico-mecánico que la resina compuesta.

4.4 Objetivos

4.4.1 Objetivo General

Evaluar el comportamiento físico-mecánico de una ormocera y de una resina compuesta, aplicando lo indicado por la Norma 4049 de ISO y la norma 27 de ADA.

4.4.2 Objetivos Específicos

Evaluar la resistencia compresiva de una resina compuesta y de una ormocera según lo indicado en la norma 27 de ADA.

Evaluar la resistencia flexural de una resina compuesta y de una ormocera según lo indicado en la norma 4049 de ISO y 27 de ADA.

Evaluar la sorción acuosa de una resina compuesta y de una ormocera según lo indicado en la norma 4049 de ISO y 27 de ADA.

Evaluar la solubilidad de una resina compuesta y de una ormocera según lo indicado en la norma 4049 de ISO y 27 de ADA.

4.5 Tipo de estudio

El estudio que se realizó es observacional, comparativo, transversal.

4.6 Definición de variables

4.6.1 Variables dependientes

Resistencia compresiva
Resistencia flexural
Sorción acuosa
Solubilidad

4.6.2 Variables independientes

Resina compuesta Z 250
Ormocera dental Definite

4.7 Material

4 Jeringas de resina compuesta Z250 de 3M Dental color A1. No. Lote 9 AP.

35 DA Tips de ormocera dental Definite de Degussa Dental color A3.5 No. Lote 101

Instrumento de acero inoxidable para manipular resinas.

4 Hacedores de muestras para especímenes para prueba de resistencia compresiva de acero inoxidable de 4mm de diámetro y 6 mm de alto

4 Hacedores de muestras para especímenes para prueba de resistencia flexural de acero inoxidable de 20 mm de largo, 2 mm de ancho y 2mm de alto.

2 Hacedores de muestras para especímenes de sorción acuosa y solubilidad de acero inoxidable de diámetro interno de 15 mm y tornillo para ajustar profundidad.

Resina de silicón

Pincel

2 vidrios de 40 mm x 40 mm x 2 mm

2 grapas o abrazaderas

Pinzas de curación

Vernier con aproximación a 0.01 mm

Horno Hanau de humedad y temperatura

Termómetro

Cronómetro

Ambientador capaz de mantener una temperatura de 37°C

Fuente de energía externa para polimerizar el material de prueba (Lámpara de fotopolimerización Heliolux DLX, de Vivadent

Balanza analítica marca Ohaus modelo GA 200 con aproximación a 0.01 mg

Máquina Universal de Pruebas INSTRON modelo 1137. Modular Enclosures by Hamco Engineering Co. Chicago, U.S.A.

4.8 Metodología ³¹⁻³⁶

En este estudio se utilizó la ormocera dental Definite de Degussa Hüls y la resina compuesta Z250 de 3M dental. Se prepararon 30 especímenes de resina compuesta Z250 y 30 de ormocera dental Definite, los cuales se dividieron de la siguiente manera:

Grupo 1.- 10 especímenes de 4mm de diámetro y 6 mm de altura de Z250 a los cuales se les aplicó la prueba de resistencia compresiva.

Grupo 2.- 10 especímenes de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura de Definite a los cuales se les aplicó la prueba de resistencia compresiva.

Grupo 3.- 10 especímenes de 20 mm de largo, 2mm de ancho y 2 mm de altura de Z 250 a los cuales se les aplicó la prueba de resistencia flexural.

Grupo 4.- 10 especímenes de 20 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de altura de Definite a los cuales se les aplicó la prueba de resistencia flexural.

Grupo 5.- 10 especímenes circulares de 15 mm de diámetro y 1mm de altura de Z 250 a los cuales se les aplicó la prueba de sorción acuosa y solubilidad.

Grupo 6.- 10 especímenes circulares de 15 mm de diámetro y 1 mm de altura de Definite a los cuales se les aplicó la prueba de sorción acuosa y solubilidad.

4.8.1 Resistencia Compresiva

Se utilizó un hacedor de muestras para elaborar especímenes para la prueba de resistencia compresiva, el cual es de acero inoxidable con dimensiones internas de 4mm de diámetro y 6 mm de altura.

Se barnizó la superficie interna del hacedor con el separador (resina de silicón) con el fin de poder retirar el espécimen después de polimerizarlo. Se colocó el hacedor sobre un vidrio y se llenó con el material de prueba. Se colocó sobre la superficie libre del hacedor y haciendo presión sobre el material, un vidrio a través del cual se irradió el material con la lámpara de fotopolimerización el tiempo indicado por el fabricante. Se invirtió el hacedor y se irradió la parte inferior del espécimen. Después de la irradiación y sin

retirar el espécimen, se colocó el hacedor en agua destilada mantenida a 37°C durante 15 minutos. Pasados los 15 minutos se removió el espécimen del hacedor y se colocó en un recipiente con agua destilada dentro de un ambientador mantenido a una temperatura de 37°C hasta el inicio de la prueba (24 horas después de iniciada la irradiación). Se prepararon 10 especímenes de cada material de prueba. 23 Horas 45 minutos después de la irradiación, se sacaron los especímenes del agua y se midió el diámetro de los mismos, identificando número de espécimen y diámetro correspondiente. Al cumplirse 24 horas de iniciada la irradiación, se aplicó carga a cada espécimen a una velocidad de 1 mm por minuto hasta que éste se fracturó. Se registró la carga aplicada al espécimen al momento de la fractura.

Se calculó la resistencia compresiva en Megapascales con la siguiente fórmula:

$$\text{Resistencia Compresiva} = \frac{F}{d^2}$$

F= Máxima fuerza en Newtons soportada por el espécimen

d= Diámetro del espécimen en milímetros

4.8.2 Resistencia flexural

Se utilizó un hacedor de muestras para elaborar especímenes para la prueba de resistencia flexural, el cual es de acero inoxidable con dimensiones internas de 20 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de alto.

Se barnizó la superficie interna del hacedor con el separador con el fin de poder retirar el espécimen después de polimerizarlo. Se colocó el hacedor sobre un vidrio y se llenó con el material de prueba. Se colocó sobre la superficie libre del hacedor y haciendo presión sobre el material, un vidrio a través del cual se irradió el material con la lámpara de fotopolimerización el tiempo indicado por el fabricante. Primero se irradió el centro del espécimen, luego el extremo izquierdo y luego el derecho. Se invirtió el hacedor y se irradió la parte inferior del espécimen. Después de la irradiación y sin retirar el espécimen, se colocó el hacedor en agua destilada mantenida a 37°C durante 15 minutos. Pasados los 15 minutos se removió el espécimen del hacedor y se colocó en un recipiente con agua destilada dentro de un ambientador mantenido a una temperatura de 37°C hasta el inicio de la prueba (24 horas después de iniciada la irradiación). Se prepararon 10 especímenes de cada material de prueba. 23 Horas 45 minutos después de la irradiación, se sacaron los especímenes del agua y se

midió el ancho y alto de los mismos, identificando número de espécimen y medidas correspondientes. Al cumplirse 24 horas de iniciada la irradiación, se aplicó carga a cada espécimen a una velocidad de 1 mm por minuto hasta que éste se fracturó. Se registró la carga aplicada al espécimen al momento de la fractura.

Se calculó la resistencia flexural en Megapascales con la siguiente fórmula:

$$\text{Resistencia Flexural} = \frac{3 F l}{2 b h^2}$$

F= Máxima fuerza en Newtons soportada por el espécimen

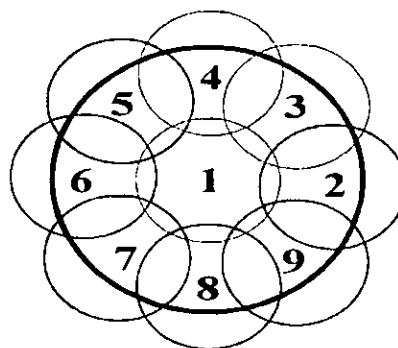
l= Distancia en milímetros entre los soportes sobre los que se colocó el espécimen al aplicar la carga

b= Ancho del espécimen en milímetros

h= Alto del espécimen en milímetros

4.8.3 Sorción acuosa y Solubilidad

Se utilizó un hacedor de muestras para especímenes de sorción acuosa y solubilidad que tiene un diámetro interno de 15 mm. Se ajusta el hacedor para obtener una muestra de un milímetro de altura. Se colocó separador en la superficie interna del hacedor y se llenó con el material a prueba. Se colocó sobre la superficie libre del hacedor y haciendo presión sobre le material un vidrio através del cual se irradió la muestra con la lámpara de fotopolimerización el tiempo indicado por el fabricante. Se irradió primero en el centro de la muestra y luego en ocho puntos de su periferia para asegurar la polimerización de todo el espécimen de la manera que se indica en el esquema:



Terminada la irradiación y sin retirar el espécimen se llevó el hacedor a un ambientador mantenido a una temperatura de 37°C y se dejó ahí durante 15 minutos. Pasados los 15 minutos se removió el espécimen del hacedor.

Se prepararon 10 especímenes de cada material de prueba. Se llevaron los especímenes a un desecador mantenido a 37°C dentro de un ambientador y se dejaron ahí durante 22 horas. Pasadas las 22 horas se transfirieron los especímenes a otro desecador mantenido a una temperatura de 23°C durante 2 horas. Cumplidas las 2 horas se pesaron en una balanza analítica con aproximación a .01 mg. y se registró el peso de cada espécimen. Se repitió este procedimiento hasta que se registró una masa constante, lo cual se obtuvo hasta que el espécimen mantuvo el mismo peso en un periodo de 24 horas. Este peso estable se registró como **m1**. Cuando los especímenes se estabilizaron en peso se registraron sus dimensiones para calcular el volúmen de cada espécimen.

Se llevaron los especímenes a un recipiente con agua destilada y se colocaron dentro de un ambientador mantenido a 37°C durante siete días. Los especímenes se acomodaron dentro de los recipientes de manera vertical, con una separación mínima de tres milímetros entre cada uno y con un volúmen de agua de al menos 10 ml. por espécimen. Pasados los siete días, se sacaron los especímenes, se les quitó los excedentes de agua y se secaron con aire durante 15 segundos. Se pesaron un minuto después de sacarlos del agua y se registró este peso como **m2**.

Después de pesar los especímenes, éstos se colocaron nuevamente en el desecador durante 22 horas a una temperatura de 37°C dentro de un ambientador. Pasadas las 22 horas se llevaron al segundo desecador mantenido a 23°C y se dejaron ahí durante 2 horas. Al cumplirse las 2 horas se pesan. Se repitió este procedimiento hasta que los especímenes se estabilizaron en peso. Se registró el peso estable como **m3**.

Se calcularon los valores para sorción acuosa en microgramos por milímetro cúbico para cada uno de los especímenes con la siguiente ecuación:

$$\text{Sorción acuosa} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Se calcularon los valores para solubilidad en microgramos por milímetro cúbico para cada espécimen con la siguiente ecuación:

$$\text{Solubilidad} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

m1= Primer peso estable del espécimen

m2= Peso del espécimen un minuto después de sacarlo del agua

m3= Segundo peso estable del espécimen

V= volúmen del espécimen

Los valores obtenidos en las cuatro pruebas se registraron en tablas y en gráficas para que fuera fácil analizarlos.

Los resultados de las cuatro pruebas se analizaron estadísticamente con el método ANOVA.

Capítulo 5

RESULTADOS

5.1 Resistencia compresiva

Z 250 no. de especímen	Resistencia Compresiva	DEFINITE no. de especímen	Resistencia compresiva
1	141.97	1	206.44
2	138.20	2	165.40
3	199.76	3	218.88
4	180.92	4	166.64
5	175.89	5	288.52
6	168.35	6	205.20
7	128.15	7	157.94
8	168.35	8	180.32
9	128.15	9	179.08
10	135.69	10	164.16

Media 156.54 Mpa

Media 193.30 Mpa

Análisis estadístico

Grupo	Media	Desviación estándar	Coefficiente de variación
Z 250	156.54	25.19	7.96
Definite	193.30	39.45	12.47

El análisis muestra que hay una diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos $P = 0.023$ (diferencia significativa P será menor a 0.05)

5.2 Resistencia flexural

Z 250 no. de especímen	Resistencia Flexural	DEFINITE no. de especímen	Resistencia Flexural
1	95.31	1	74.97
2	104.33	2	67.13
3	113.21	3	84.97
4	103.33	4	91.82
5	93.60	5	65.78
6	75.75	6	72.38
7	99.48	7	75.91
8	108.65	8	86.67
9	94.97	9	65.40
10	84.45	10	64.07

Media 97.30 Mpa

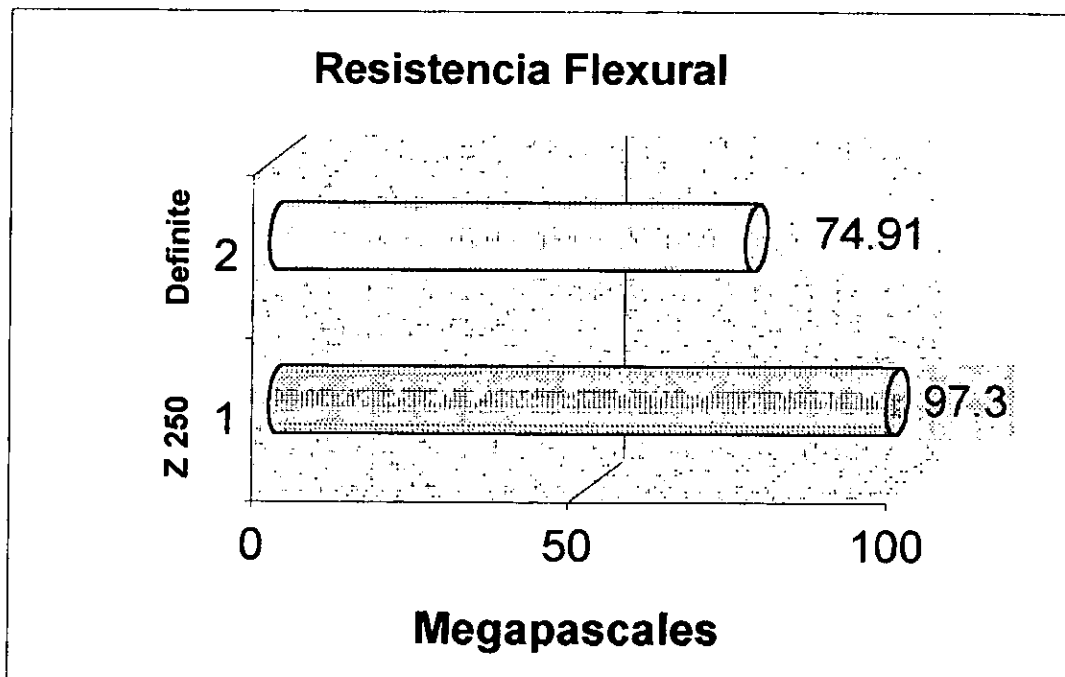
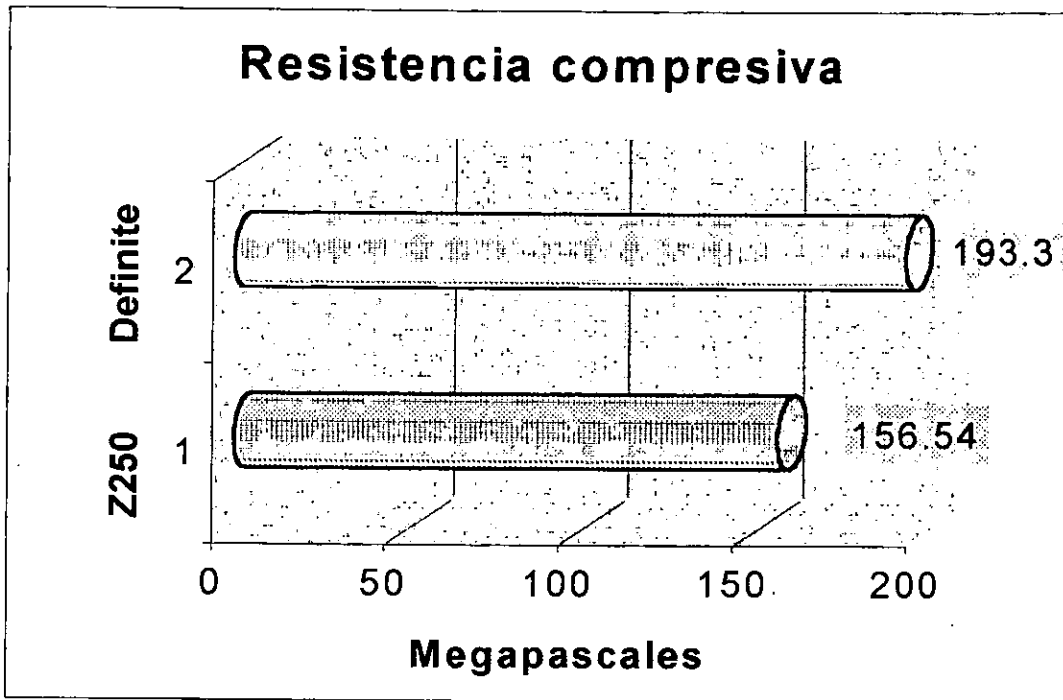
Media 74.91 Mpa

Análisis Estadístico

Grupo	Media	Desviación Estándar	Coficiente de variación
Z 250	97.30	11.18	3.53
Definite	74.91	9.91	3.13

El análisis estadístico muestra que hay diferencia significativa entre los dos grupos. $P= 0.001$ (Para diferencia significativa P deberá ser menor que 0.05)

Gráficas



5.3 Sorción acuosa

Z 250 no. de especimen	Sorción Acuosa	DEFINITE no. de especimen	Sorción Acuosa
1	.55	1	.30
2	.46	2	.23
3	.45	3	.30
4	.48	4	.24
5	.55	5	.30
6	.72	6	.26
7	.49	7	.22
8	.56	8	.29
9	.50	9	.34
10	.48	10	.28
Media .52 $\mu\text{grs}/\text{mm}^3$		Media .27 $\mu\text{grs}/\text{mm}^3$	

Grupo	Media	Desv. estándar	Coef. de variación
Z 250	.52	0.0790	0.0250
Definite	.27	0.0378	0.0119

El análisis estadístico muestra que hay diferencia significativa entre los dos grupos. P= 0.001. (Dif. Significativa P debe ser menor 0.05)

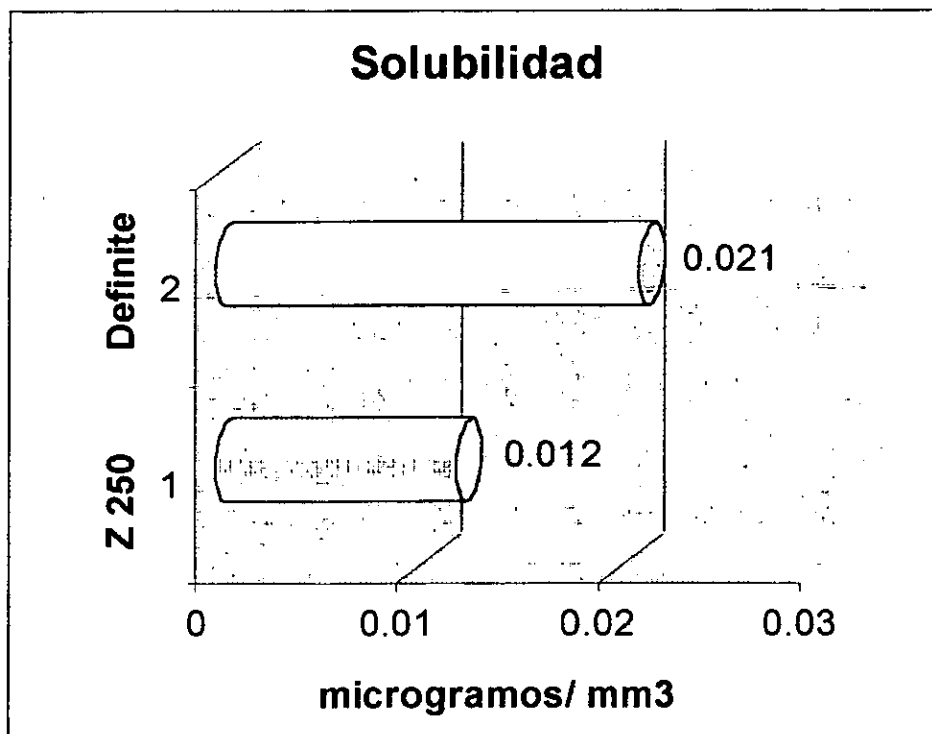
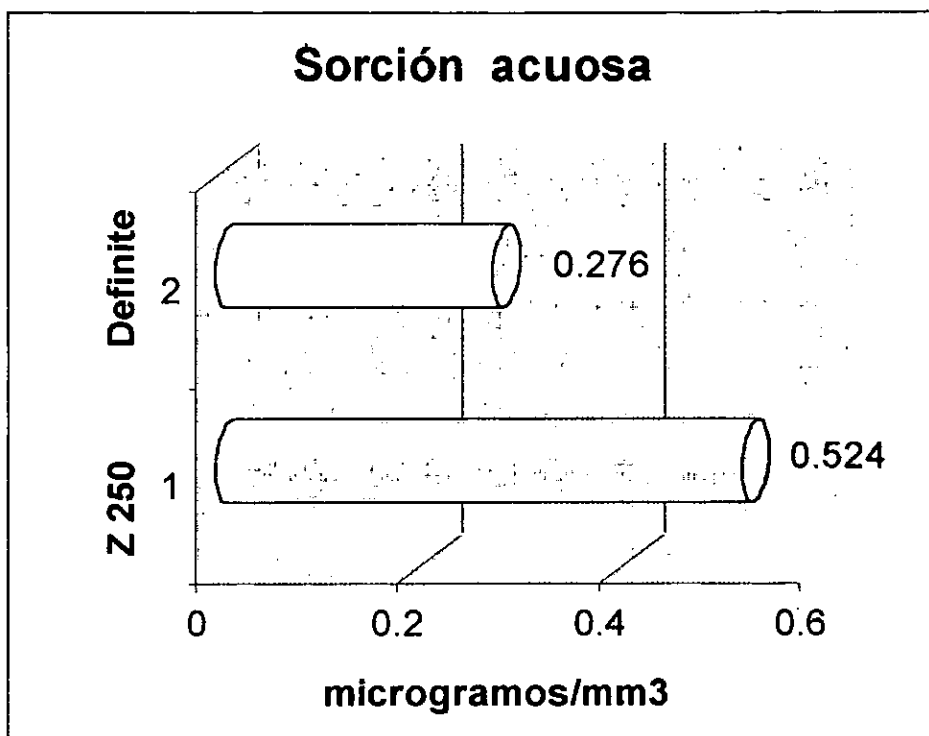
5.4 Solubilidad

Z 250	Solubilidad	DEFINITE	Solubilidad
1	0.018	1	0.068
2	0.037	2	0.036
3	0	3	0
4	0	4	0
5	0	5	0.018
6	0.012	6	0.018
7	0	7	0
8	0.018	8	0.041
9	0	9	0.018
10	0.035	10	0.019
Media 0.012 $\mu\text{grs}/\text{mm}^3$		Media 0.0218 $\mu\text{grs}/\text{mm}^3$	

Grupo	Media	Desv. estándar	Coef. de variación
Z 250	0.012	0.0147	0.00465
Definite	0.028	0.0216	0.00682

El análisis estadístico muestra que no hay diferencia significativa entre los dos grupos. P=0.154 (Dif. Significativa P debe ser menor que 0.05)

Gráficas



DISCUSIÓN

Las modificaciones que a lo largo de 38 años se han hecho a las resinas compuestas se han orientado siempre a realizar cambios cuantitativos y cualitativos del material de relleno, sin tocar la matriz orgánica. Muy recientemente, Alemania lanzó al mercado un material de restauración estética directa que consiste (al igual que las resinas compuestas tradicionales) de una matriz más material de relleno. Lo innovador del producto es que prescinde de la tradicional matriz de Bis-GMA. Este hecho permite suponer que carece entonces de los defectos derivados de la presencia de dicha matriz polimérica: contracción con significación clínica y altas posibilidades de alergias por la presencia de monómeros residuales.

En este trabajo nos avocamos a evaluar el comportamiento físico-mecánico de este nuevo material, comparándolo con el mostrado por una resina compuesta de gran aceptación en el medio odontológico.

Nuestros resultados indican que el nuevo material (ormocera) muestra valores ligeramente mas adecuados en cuanto a resistencia compresiva y sorción acuosa se refiere, y menores valores de resistencia flexural que la resina compuesta.

Un estudio subsecuente que valore los cambios volumétricos por polimerización y su grado de conversión, daría información que permitiría calificarlo en su real dimensión.

CONCLUSIÓN

- La ormocera dental Definite soportó mayor carga compresiva que la resina compuesta Z 250.
- La resina compuesta Z 250 presentó mayor resistencia flexural que la ormocera dental Definite.
- La ormocera dental Definite presentó menores valores de sorción acuosa en comparación con la resina compuesta Z 250.
- Tanto la resina compuesta Z 250 como la ormocera dental Definite presentaron valores semejantes de solubilidad; no hubo diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos.

Dado que las cifras obtenidas no son sustancialmente diferentes, consideramos que al igual que el material comparativo es una adecuada opción para la restauración dentaria.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Baratieri, Luiz N. et al. Operatoria Dental. Procedimientos Preventivos y Restauradores. Quintessence, 1993. Sao Paulo, Brasil.
- (2) Phillips, Ralph. La ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. Novena edición. Interamericana-McGraw Hill. 1993, México, D.F.
- (3) Albers, Harry. Odontología Estética. Capítulo 2, Sistemas de Resinas. Editorial Labor. 1988, España.
- (4) Craig, R. O'Brien, W. Powers, J. Materiales Dentales. Capítulo 4, Materiales Estéticos de Restauración Directa. 3º edición. Editorial Interamericana. 1985, México, D.F.
- (5) Roth, Françoise. Los Composites . Capítulo 1. Características de los composites dentarios. Ed. Masson. Barcelona, España. 1994.
- (6) Vega del Barrio José Ma. Materiales en Odontología. Fundamentos Biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. Capítulo 16 , Resinas compuestas en odontología. Ed. Avances Médico-Dentales. Madrid, España. 1996.
- (7) Bagis. Rueggeberg. Mass loss in urethane /TEGDMA and Bis-GMA/TEGDMA base resin composites during post-cure heating. Dent Mater 13:377-380. Nov 1997.
- (8) Leinfelder. Febriger. Clinical restorative Materials and Techniques. Aesthetic Restorative Materials 78-79. Lemos. Philadelphia, U.S.A. 1988.
- (9) Ferracane, J. Mitchem, J. Properties of posterior composites. Dent Mater 10:92-99. March 1994.

- (10) Freilich, M. Goldberg, A.J. Gilpatrick, R.J. Simonsen. Direct and Indirect evaluation of posterior composite restorations at three years. Dent Mater 8:60-64. January, 1992.
- (11) Ferrari, M. Kugel, G. Handling characteristics of resin composites in posterior teeth. Compend Contin Educ Dent, 19 (9): 879-82. September 1998.
- (12) Opdam. Consistency of resin composites for posterior use. Dent Mater 12:350-54. November 1996.
- (13) Tyas, M.J. Jones, D.W. Rizkalla, A.S. The evaluation of resin composite consistency. Dent Mater, 14(6):424-28. November 1998.
- (14) Leinfelden, K. Prasad, A. A new condensable composite for the restoration of posterior teeth. Dentistry Today 17(2): 112-16. February 1998.
- (15) 3M Dental Products. Product Info: Filtek Z250 and P60 Chemistry. 3M, 1999.
- (16) Asmussen, E. Peutzfeldt, A. Influence of UEDMA, BISGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater, 14(1):51-56. January 1998.
- (17) Davy, K.W. Kalachandra, S. Pandain, M.S. Braden, M. Relationship between composite matrix molecular structure and properties. Biomaterials 19(22):2007-14. November 1998.
- (18) Freilich. Three-year occlusal wear of posterior composite restorations. Dent Mater 8:224-28. July, 1992.

- (19) Suzuki. Leinfelder. Kawai. Tsuchitani. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. Am J Dent, 8(4):173-8. Aug. 1995.
- (20) Xu HH. Martin, TA. Antonucci, JM. Eichmiller, FC. Ceramic whisker reinforcement of dental resin composites. J Dent Res, 78(2):706-12. Feb.1999.
- (21) Mazer, RB. Leinfelder, KF. Russell, CM. Degradation of microfilled posterior composite. Dent Mater 8:185-189, May, 1992.
- (22) Wolter, H. Storch, W. New organic-inorganic copolymers (ORMOCER®s) for dental application. Materials Research Society Symposium, proceedings volume 346:143-149. 1994.
- (23) Wolter, Herbert. Bulk- ORMOCERs and ORMOCER composites. Fraunhofer-Institut für Silicatforschung (ISC) Annual Report, 1995, Germany.
- (24) Fraunhofer-Gesellschaft press service, Research News. Non-toxic amalgam substitute. 1994, Germany.
- (25) DEGUSSA Investigación Dental. Documentación Técnica: Ormocera, Definite®, Cerámica dental modificada orgánicamente, Marzo 1998.
- (26) VOCO Research and Development. Scientific Product Information: Admira®, The world's first ormocer-base filling system light-curing filling material and dentine-enamel bond. Germany, 1999.
- (27) Dall'Orologio. Summarized report on a controlled clinical study comparing Definite to amalgam in Class I and II cavities. Universitat Bologna, Interner Forschungsbericht, 1998.

- (28) Rosin, M. Assessment of a new tooth-coloured filling material Degussa Ormocer for use in cavity classes I – V. Clinical Expert Report. Universität Greifswa.
- (29) Kunzelmann. Mehl. Hickel. Sliding-wear of an experimental Ormocer and 15 commercial composites. AADR Abstract 965. 1998.
- (30) Bauer, CM. Kunzelmann, H. Hickel, R. Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren ®. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 50, 635-638 (1995) 9.
- (31) Norma 4049 de ISO
- (32) Norma 27 de ADA
- (33) Huysmans. Van der Varst. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. DentMater, Mar1996.12(2) 116-120.
- (34) Ed-Hadary. Drummond. Comparative study of water sorption, solubility and tensile bond strength of two soft lining material. J.Prosthet Dent 2000 Mar;83(3) 356-61.
- (35) Yap. Lee. Water sorption and solubility of resin modified polyalkenoate cements. J.Oral Rehabil 1997Apr;24(4) 310-4.
- (36) El-Kalla. García Godoy. Mechanical properties of compomer restorative materials. Oper Dent. Jan-Feb 1999 24(1) 2-8.