



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE RESISTENCIA A LA
FLEXIÓN DE CUATRO SISTEMAS POLIMÉRICOS DE
USO INDIRECTO EN LA ODONTOLOGÍA**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

GUILLERMO EDUARDO VICTORIA LÓPEZ

TUTOR: C.D. MARÍA ALICIA VALENTI GONZALEZ

ASESORES: MTRO. MAURICIO ZALDIVAR PEREZ
MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA



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.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN	8
2. ANTECEDENTES	11
2.1 INDICACIONES	15
2.2 CONTRAINDICACIONES	19
2.3 VENTAJAS	20
2.4 DESVENTAJAS	22
2.5 PROPIEDADES QUÍMICAS	23
2.6 PROPIEDADES MECÁNICAS	25
2.7 RESISTENCIA FLEXURAL	28
2.8 MÓDULO FLEXURAL	29
3. DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES	31
3.1 ARTGLASS®	31
3.2 BELLEGLASS HP®	33
3.3 SR ADORO®	37
3.4 CERAMAGE®	43
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	45
5. JUSTIFICACIÓN	45
6. OBJETIVOS	46
6.1 OBJETIVO GENERAL	46
6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	46
7. HIPÓTESIS	47
8. TIPO DE ESTUDIO	47
9. METODOLOGÍA	48
9.1 MATERIAL Y EQUIPO	48
9.1.1 RECURSOS FÍSICOS	48
9.1.2 RECURSOS MATERIALES	48
9.1.3 RECURSOS HUMANOS	49
9.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN	49

9.3	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	50
9.4	TAMAÑO DE LA MUESTRA	50
9.5	METODO	50
9.5.1	RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	52
9.5.2	MÓDULO FLEXURAL	54
10.	RESULTADOS	55
11.	DISCUSIÓN	59
12.	CONCLUSIONES	62
13.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65

ÍNDICE DE IMÁGENES

FIGURA 1:	11
Molécula de Bis-GMA.	
FIGURA 2:	16
Incisivos centrales superiores con fractura en esmalte y dentina sin exposición pulpar.	
FIGURA 3:	16
Preparación de mínima invasión y colocación de resina fluida en la dentina expuesta.	
FIGURA 4:	17
Preparación terminada lista para la impresión.	
FIGURA 5:	17
Modelos de trabajo, para la fabricación de restauraciones indirectas.	

FIGURA 6: 18

Después de la colocación de la restauración del incisivo izquierdo, grabado con ácido ortofosfórico al 37% del central derecho.

FIGURA 7: 18

Vista frontal de restauraciones con coronas de cobertura parciales de composite indirecto.

FIGURA 8: 19

Vista palatina de la restauración.

FIGURA 9: 27

Resistencia a la flexión de diferentes restauraciones expresadas en Newtons.

FIGURA 10: 40

Partículas de relleno que contiene SR Adoro®.

FIGURA 11: 42

Componente orgánico de SR Adoro® y componentes orgánicos clásicos.

ÍNDICE DE CUADROS

CUADRO 1:	13
Polímeros de uso indirecto primera generación.	
CUADRO 2:	24
Polímeros de uso indirecto segunda generación.	
CUADRO 3:	25
Propiedades físicas de polímeros de uso indirecto segunda generación.	
CUADRO 4:	34
Propiedades Físico-mecánicas de BelleGlass HP®.	
CUADRO 5:	39
Comparación entre las tres resinas de uso indirecto de Ivoclar Vivadent®.	
CUADRO 6:	55
Resultados de la resistencia a la flexión.	

CUADRO 7:	56
Resultados del módulo flexural.	
CUADRO 8:	58
Resistencia a la flexión, prueba de Tukey.	
CUADRO 9:	58
Módulo flexural, prueba de Tukey.	

INTRODUCCIÓN

Existe en la actualidad una importante demanda de biomateriales de color dentario con propiedades ópticas casi idénticas a las piezas naturales.

De la misma manera, los pacientes exigen con insistencia materiales estéticos que permitan un resultado más natural y aceptable.

Esta demanda creciente de materiales ha impulsado a la industria al mejoramiento de las propiedades de los materiales restauradores clásicos y a la aparición de nuevos biomateriales, los cuales hay que conocer para brindar dichas opciones.

La tecnología y el desarrollo de materiales han tenido un avance acelerado en los últimos años, principalmente en los llamados polímeros o plásticos. Dichos materiales se utilizan en diversos campos, como por ejemplos: en la industria automotriz y en la aviación en donde se han sustituido piezas metálicas por plásticas de alta resistencia y bajo peso, y así los materiales poliméricos han desplazado a los metálicos. El campo odontológico al igual que muchas otras ramas de la medicina no se ha quedado atrás en el uso de estos materiales.

En los materiales dentales para la odontología restauradora, indudablemente también han incursionado con gran fuerza los

polímeros de uso directo como los indirectos, que es el caso que nos ocupa.

Los polímeros para uso indirecto, como material restaurador tienen sus raíces en los esfuerzos realizados para mejorar las propiedades físicas y el comportamiento clínico de estas.¹

Se han experimentado cambios fundamentales en la química de los polímeros gracias a la incorporación de diferentes tipos de vidrios que han impartido alta resistencia además de factores estéticos favorables.

La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de los polímeros, tuvo como resultado el desarrollo de nuevos materiales, resinas compuestas para laboratorio denominados según Dental Advisor (1999) “*polímeros de vidrio*”, “*polividrios*” o “*porcelanas de vidrio polimérico*” (*policerams*).²

Con esta nueva generación de materiales, cuya tecnología ofrece superior resistencia a la abrasión, más durabilidad y mejorar la estética natural, la odontología inicia una nueva experiencia.²

La fabricación y polimerización de la restauración de forma indirecta permite emplear calor, luz y presión. Diversos estudios han confirmado que combinando estos métodos de polimerización se mejoran las propiedades físicas de los

materiales restauradores, en comparación si se utiliza un solo método de curado del material.

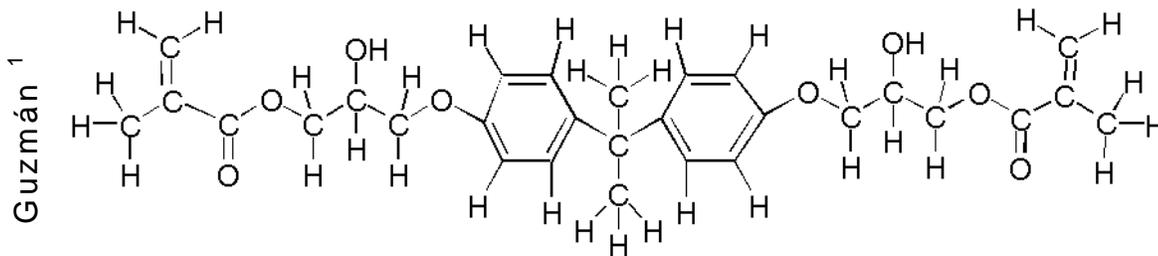
Una polimerización más completa proporciona una mejora en cuanto a resistencia a la tracción y dureza de los materiales, ya que ayuda a conseguir restauraciones más resilientes y duraderas.³

Siempre que se polimeriza un composite, la matriz de resina experimenta una contracción de polimerización, Cuando el composite se polimeriza en el laboratorio por medio de luz, calor y presión, la contracción sólo afecta a una fina capa de cemento del composite aplicada entre el diente y la restauración. Gracias a ello, el resquicio marginal es mucho menor, lo que reduce el riesgo de microfiltraciones marginales, sensibilidad, caries recidivante y pigmentación.⁴

ANTECEDENTES

La primera fórmula de resina compuesta fue sintetizada y patentada por el Dr. Ralph Bowen del National Bureau of Standards, en 1962 quien fue el descubridor del Bis-GMA (bifenol-glicidil metacrilato) la cual es el resultado de la asociación entre un monómero de resina acrílica, que son dos moléculas de glicil metacrilato (GMA) o “dimetacrilato” y otro de resina epóxica, que es la molécula que las une. La molécula de bisfenol-A (BIS) es una molécula menos hidrofílica que las resinas de metacrilato, (*ver figura 1*).^{5,6,7}

Figura 1. Molécula del Bis-GMA



Dicha resina se utilizó históricamente para pequeñas aplicaciones en dientes anteriores, pero era difícil obtener contornos y puntos de contacto con los dientes posteriores. Además se detectaron indicios de sensibilidad dentaria postoperatoria como resultado de la contracción de polimerización.²

Los materiales poliméricos de uso indirecto se introdujeron en 1980 por Mormann en Alemania, los primeros investigadores en realizar varios estudios acerca del comportamiento de dichos materiales fueron Touati y Pissis en Francia.^{6,8,9}

La primera generación de polímeros de uso indirecto, ofrecían varias ventajas como: facilidad de fabricación, costo bajo, resultados estéticos inmediatos, buena adaptación marginal, reducción de la contracción a la polimerización y por lo tanto menor interface entre diente y restauración, contactos proximales adecuados, ya que se realizan intrabucalmente y una baja abrasión.

La primera generación de estos sistemas poliméricos para restauraciones indirectas (1980) fue de microrrelleno, las marcas comerciales eran; Dentacolor® de Kulzer®, Isosit N® de Ivoclar® y VISION-GEM® de ESPE®, (*ver cuadro 1*) La falta de adhesión entre la matriz orgánica y la inorgánica de dichos materiales, causó un problema de falta de resistencia, por lo cual existía una alta incidencia de fracturas, filtración marginal ya que las moléculas de dichos materiales no se incorporaban en su totalidad creando microespacios libres.^{1,6,8,9,10}

Cuadro 1. Polímeros de uso indirecto primera generación¹

	Dentacolor®	Isosit®	Vision-Gem®
Carga orgánica	21%	-----	-----
Carga inorgánica	51%	30%	32%
Resistencia Flexural	70-75 MPa	76-114MPa	63MPa
Módulo Elástico	3.300-3.600MPa	2130-3210MPa	1800MPa
Resistencia a la compresión	400MPa	502MPa	263MPa
Dureza vickers	34	-----	11

Guzman ¹

La incorporación de diversos métodos de polimerización, como calor, presión, luz estroboscópica, etc. dio como resultado un mejoramiento de las propiedades mecánicas, ya que existe una conversión casi total del monómero y así se pudo aumentar la dureza de la superficie, resistencia a la compresión y su fuerza flexural, reduciendo así las fallas y ganando aceptación clínica en Estados Unidos y Europa.^{8,9,10}

A mediados de 1990 se introdujo al mercado, la segunda generación de sistemas de resinas compuestas para restauraciones indirectas, las cuales cuentan ya con mejoras significativas de sus propiedades mecánicas.

Mientras la primera generación de estos materiales estaba compuesta principalmente de material orgánico de resina, como

es bis-fenol A diglicidil metacrilato (Bis GMA), trietilen glicol de metacrilato (TEGDMA), dimetacrilato de uretano (UDMA), la segunda generación de estos sistemas (Artglass® de Kulzer®, Targis® de Ivoclar®, Sinfony® de 3M®, BelleGlass HP® de Kerr®, Cristobal® Dentsply® y Ceramage® de Shofu®) está compuesta de rellenos minerales de tipo cerámico lo cual contribuye al mejoramiento de las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones.

Dichos materiales presentan diferentes procesos de polimerización como: fotocurado y post polimerización con calor y presión; así mismo contienen partículas de relleno cerámico que mejoran considerablemente las propiedades físicas y mecánicas, incrementando así la resistencia a la fractura y la elasticidad de estos materiales, propiedades requeridas por las restauraciones que son cementadas a la estructura dental.

La utilización de estos sistemas poliméricos de uso indirecto para restauraciones intracoronales y extracoronales en dientes posteriores ha aumentado considerablemente debido a la demanda estética de los pacientes, a su costo accesible y al incremento en las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales.^{6,8,9,11}

Indicaciones

Las restauraciones poliméricas de uso indirecto pueden recubrir y reforzar cúspides, reconstruir dientes debilitados y pueden considerarse como una alternativa válida cuando el paciente exige un alto grado de estética, siempre y cuando la oclusión sea favorable y la fuerza masticatoria moderada.¹

Están especialmente indicados en; lesiones clase I y II medianas cuando la oclusión esté mantenida por topes de céntricas fuera del perímetro de la restauración, cuando el espacio interdentario es grande y es difícil su reconstrucción con un composite directo, cuando la caja proximal es profunda y es difícil controlar la contracción, cuando se deben realizar varias restauraciones en un cuadrante, cuando se debe reforzar la estructura dentinaria, cuando hay que reconstruir una o varias cúspides, cuando la ubicación del diente en el arco dentario dificulta colocar la matriz e insertar el material y en casos de galvanismo bucal intenso.⁶

Este tratamiento se propone en pacientes con fracturas dentales de dientes anteriores, ya que restablece la función y estética de las piezas sin necesidad de realizar grandes desgastes, como se efectuaría en coronas completas de metal porcelana o totalmente cerámica, ya que nos ofrece la opción de realizar preparaciones más conservadoras, sin afectar la pulpa dental y el periodonto (*ver figuras de 2 a 8*).¹²

Figura 2

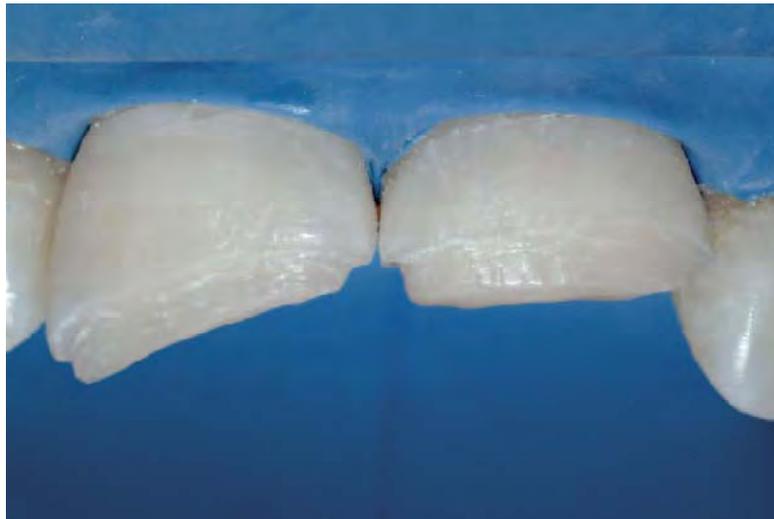
Rappelli 12



Incisivos centrales superiores con fractura en esmalte y dentina sin exposición pulpar.

Figura 3

Rappelli 12



Preparación de mínima invasión y colocación de resina fluida en la dentina expuesta.

Figura 4

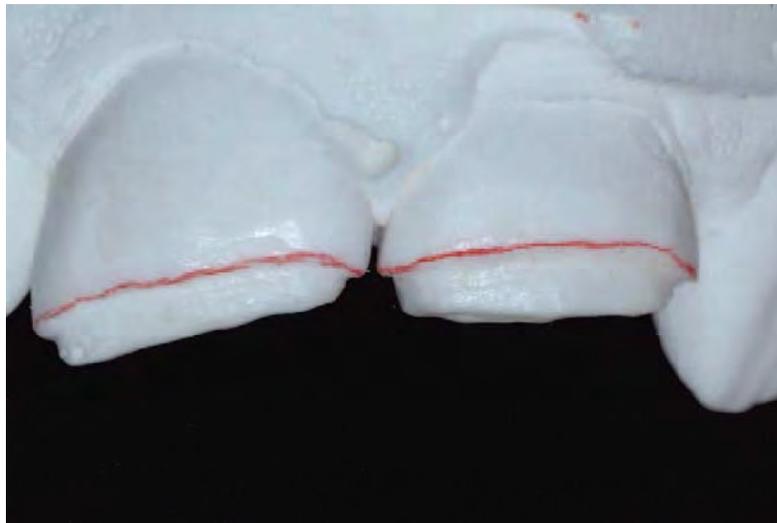
Rappelli 12



Preparación terminada lista para la impresión.

Figura 5

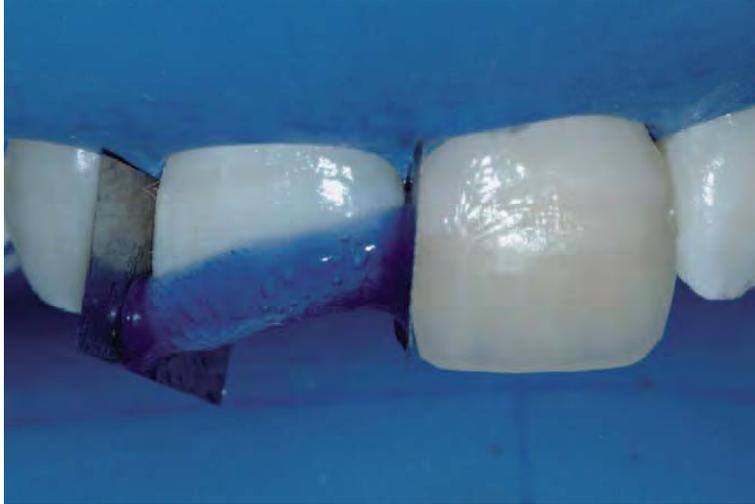
Rappelli 12



Modelos de trabajo, para la fabricación de restauraciones indirectas.

Figura 6

Rappelli 12



Después de la colocación de la restauración del incisivo izquierdo, grabado con ácido ortofosfórico al 37% del central derecho.

Figura 7

Rappelli 12



Vista frontal de restauraciones con coronas de cobertura parciales de composite indirecto.

Figura 8



Vista palatina de la restauración.

Contraindicaciones

Las contraindicaciones son: cuando la lesión cariosa es muy pequeña y se pueda utilizar una restauración más conservadora, lesiones muy grandes en donde este indicada una incrustación metálica o una corona, pacientes con carga masticatoria muy intensa y hábitos parafuncionales (bruxismo), pacientes con higiene deficiente y dieta cariogénica, lesiones en donde el aislamiento absoluto es imposible, lesiones muy profundas en las cajas proximales, con pared gingival en cemento dentinario en donde es difícil lograr la adhesión, cavidades con difícil acceso en donde se dificulta su instrumentación.⁶

Ventajas

- Se obtiene bordes bien adaptados, buen contorno anatómico y contactos proximales precisos.^{1,2}
- Refuerza el tejido dentario remanente.⁶
- Tiene baja conductividad térmica y eléctrica.⁶
- Contracción antes de la cementación, lo que reduce el estrés del diente evitando la sensibilidad postoperatoria, reduciendo el riesgo de fisuras en los bordes y las paredes dentarias, así como las fuerzas de flexión sobre las cúspides.^{1,2,3,6}
- Menor abrasión de los dientes antagonistas y resistencia al desgaste (similar a la dentición natural).^{2,3,6}
- Baja absorción de agua, lo que mejora la resistencia a las decoloraciones.^{2,7}
- La menor dureza y fragilidad hacen que el trabajo de laboratorio sea más sencillo y menos tardado que las restauraciones convencionales de metal porcelana y libres de metal lo cual reduce del tiempo de terminación y pulido.^{12,13}

- En comparación con las restauraciones de porcelana libre de metal, las de composite no tienen un potencial tan alto de fractura.¹²
- Las propiedades ópticas y mecánicas de estos materiales son consideradas una muy buena alternativa a las restauraciones metal-porcelana y de porcelana libre de metal.¹²
- Aun cuando su resistencia a la fractura sea menor que las restauraciones metal-porcelana, se ha demostrado que no corre ningún riesgo bajo condiciones normales de oclusión.¹²
- Una de las grandes ventajas de los polímeros de uso indirecto, es que su reparación o arreglo puede realizarse directamente en la boca del paciente o en el consultorio al momento de probar la restauración.^{2,6}
- El arreglo de dichos materiales requiere preparación y aplicación de un primer seguido de la utilización de un composite de múltiple uso. La recomendación para la reparación incluye: aplicación a la superficie de chorro de óxido de aluminio 50µm o ataque con ácido fluorhídrico gel con una concentración variable del 8 al 9.5%.^{2,6}

Desventajas

Las restauraciones indirectas tienen una gran desventaja. Al asentarse en el remanente dentinario se requiere un eje de inserción; por lo tanto, la preparación dentinaria, debe de contar con paredes divergentes. Debido a esto va en contra del principio de preservación de conservación de tejidos, ya que para realizar la preparación, se talla tejido dentario sano.

El costo es más elevado que el de un composite directo debido al uso de materiales de impresión.^{1,2,6}

Requiere restauración provisional, debido a que se realiza en más de dos citas.^{1,2,6}

Restauraciones sin refuerzo de fibra deben cementarse con cemento dual.^{1,2,6}

La mayor duración del procedimiento total ya que requiere dos o más sesiones clínicas, más una de laboratorio, lo que aumente considerablemente los costos.^{1,2,6}

No admite espesores delgados en la restauración por el riesgo de fractura.⁶

No admite bisel ni bruñido como las incrustaciones metálicas.⁶

Propiedades Químicas

Todos los cerómeros están constituidos por partículas de relleno en una matriz de resina. El tamaño de las partículas de relleno puede oscilar entre $0.04\mu\text{m}$ y más de $100\mu\text{m}$. Lo cual proporciona resistencia al material y están aglutinadas por la matriz de resina; que también las une a la estructura dental. El relleno puede estar constituido por partículas de sílice, cuarzo o vidrio.

La matriz de resina puede estar compuesto de bisfenol A diglicidiléter metacrilato (desarrollado por Ray Bowen en 1962) dimetacrilato de uretano o polímeros similares. Se han probado numerosas combinaciones de resina y partículas de relleno. En general, cuanto mayor es el contenido de relleno (expresado en forma de porcentaje del peso) mayor es la resistencia, y cuanto más pequeñas son las partículas de relleno, mejor se puede pulir la superficie del material (*ver cuadro 2*).

Cuadro 2. Polímeros de uso indirecto segunda generación.

Nombre	Fabricante	Composición inorgánica	Tipo de resina	Método de polimerización
Artglass®	Heraeus®	Polividrio	Fórmula patentada	Luz estroboscópica
Belleglass HP®	Kerr lab®	Polímerocerámica	Bis- GMA	Luz, calor y presión
Targis®	Ivoclar®	Polímero optimizado con cerámica	Bis- GMA	Luz, vacío, presión

Los composites de partículas pequeñas y las resinas híbridas pueden grabarse con ácido para producir retención micromécanica. También pueden silanizarse para mejorar la fuerza adhesiva.^{4,14,15}

La estabilidad del color de los composites indirectos puede ser atribuida a la baja sorción de agua.^{16,17}

Propiedades Mecánicas

Las propiedades ópticas y mecánicas de estos materiales son considerados una muy buena alternativa a las restauraciones metal-porcelana y de porcelana libre de metal.

Aun cuando su resistencia a la fractura sea menor que las restauraciones metal-porcelana, se ha demostrado que no corre ningún riesgo bajo condiciones normales de oclusión (ver cuadro 3).¹²

Cuadro 3. Propiedades físicas de polímeros de uso indirecto segunda generación.

PRODUCTO	FABRICANTE	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN	RESISTENCIA A LA FLEXIÓN
ARTGLASS®	Heraeus Kulzer®	Media- alta	Media- alta
BELLEGLASS HP®	Kerr Lab®	Alta	Alta
TARGIS®	Ivoclar®	Media-alta	Alta

Bottino ²

De todas estas propiedades, la resistencia a la compresión y la resistencia a la flexión son las más importantes para la clasificación cualitativa de un material recomendado para prótesis fija “*metal free*”.⁴

Estudios realizados por Michel Espinoza Klymus en el año 2007 demostraron que un composite polimerizado por luz, calor, presión (BelleGlass system®) cuenta con una mayor fuerza flexural, seguido por un composite polimerizado por calor y luz (Targis® Ivoclar Vivadent®).¹⁰

La fuerza flexural del BellGlass® puede estar relacionada a su polimerización bajo una atmósfera nitrogenada y presión; disminuyendo la porosidad, debido a la inhibición de la capa de oxígeno, incrementa la adhesión del relleno de la matriz de la resina. Esta combinación de alta temperatura y presión para la polimerización adicional incrementa la fuerza flexural, resistencia y dureza, ya que existe una muy alta conversión del monómero residual. Los sistemas que solo usan polimerización de luz, su fuerza flexural está disminuida aun cuando incrementen la intensidad de la luz y prolonguen el tiempo de polimerización.¹⁰

Belleglass® y Targis® mostraron mayores módulos de elasticidad que Artglass® y Solidex®, con valores de rango de 15.61 a 21.55 GPa.¹⁰

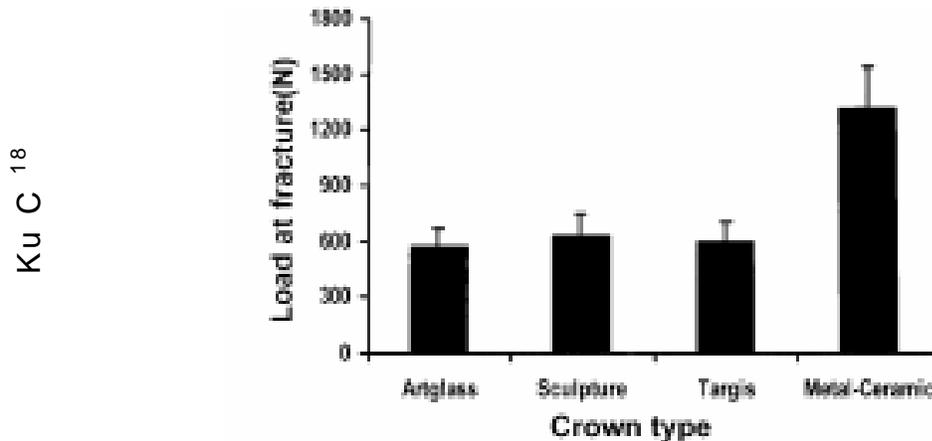
En un estudio realizado por Chul- Whoi Ku en el año 2002 demostró que la resistencia a la fractura de las restauraciones de metal porcelana es de 1317 +/- 220N, Artglass® 575+/- 95 N, Targis® 602+/-101 N, esta resistencia a la fractura no muestra valores significativos entre los cerómeros.¹⁸

Según Pröbster reportó que la resistencia a la fractura es de 964.3 N para coronas de In-Ceram® y de 751 N para coronas veener Empress® (*ver figura 9*).

Waltimo y Kononen describieron que la máxima fuerza incisal es de 263 N para hombres y 243 N para mujeres.

Gibbs reportó que la máxima carga masticatoria es de 297N.¹⁸

Figura 9. Resistencia a la flexión de diferentes restauraciones expresadas en Newtons.



Juergen Manhart, quien realizo una evaluación clínica de composites de uso indirecto, en el año 2000 observo que el 93% de las muestras tuvieron un resultado satisfactorio en comparación con el composites de uso directo que tuvo un 83% de aceptación durante un periodo de 3 años.¹⁶

Resistencia Flexural

En la prueba de flexión, se aplica fuerza vertical sobre tres puntos de una muestra; una fuerza superior sometida a compresión y dos inferiores sometidas a tracción hasta causar la fractura de la muestra que suele iniciarse en el lado que está en tensión.^{19,20}

Al aplicar una fuerza externa a un material, se produce una deformación que modifica sus dimensiones; se mide generalmente por el cambio de unidades de longitud, ya sea en aumento o en disminución, dependiendo de la distensión o compresión del material; la deformación puede ser elástica o plástica, es decir si el material vuelve a su dimensión original al cesar la carga se trata de una deformación elástica, si la deformación es permanente sería plástica.^{5,19,21}

Los materiales de restauración deben tener resistencia flexural ya que la masticación provoca esfuerzos en estos materiales, por consiguiente flexión, de manera que aunque se produzca una fuerza que provoque flexión, la deformación que ocurra deberá ser elástica y el material recobrar su forma original, la deformación plástica o la fractura provocaría el fracaso del material.^{1,19}

Módulo Flexural, Módulo Elástico o Módulo de Young de Flexión

El módulo flexural también llamado rigidez, depende de la cantidad de relleno y se incrementa exponencialmente con el volumen de la fracción de relleno, mayor módulo elástico. La rigidez es importante en donde hay fuerzas de compresión involucradas como en la masticación.^{14,21}

El módulo flexural es una relación entre esfuerzo y deformación, se deduce que cuanto menor sea la deformación para determinado esfuerzo, tanto mayor será el módulo, dicho en otras palabras, al aplicar fuerza a un material, implica que cuanto más rígido sea este habrá mayor esfuerzo y módulo flexural será más alto.^{5,15}

El módulo de elasticidad apropiada para un material restaurador de uso indirecto como son los observados en este estudio, deberá de ser mayor o igual al de la dentina.

El módulo refleja el contenido del relleno, resistencia compresiva y rigidez de la superficie entre el material restaurador, esmalte y dentina.¹¹

Se podrá clasificar como alta, mediana y baja consistencia.

Dependiendo de la consistencia de un polímero se pueden crear con mayor o menor facilidad burbujas o porosidades en una restauración; lo que causaría decoloraciones, menor resistencia al desgaste y requeriría remover la restauración.

La importancia clínica de la consistencia de un polímero de uso indirecto, consiste en la facilidad o dificultad de manipulación de este.

DESCRIPCIÓN DE LOS MATERIALES

Artglass®

Fabricado e introducido en Alemania en 1995 por la compañía HERAEUS KULZER®. Se basa en una resina multifuncional con un alto reticulado que cuando se polimeriza bajo luz estroboscópica crea un polímero orgánico amorfo conocido como vitroide o vidrio orgánico. Este vidrio orgánico se combina con sílice y relleno del mismo vidrio que trae la resina compuesta Charisma®. Se obtiene entonces un material duro y fuerte denominado polímero de vidrio o polyglass.¹

Artglass® tiene un relleno de 75% en peso y el tamaño promedio de partícula es de 0.7 μm , además de Silice Coloidal.

El fabricante indica que para polimerizar este tipo de resina se necesita la unidad de polimerización Unixs® por luz estroboscópica de xenón. El sistema de luz de alta intensidad alterna períodos de 20 milisegundos de luz seguidos de 80 milisegundos de oscuridad.⁶

Según el fabricante, este material es un polímero de vidrio, que combina la estética y durabilidad de las cerámicas con la manipulación fácil de las resinas.

La cantidad de carga de este polímero se redujo (aproximadamente un 70% del peso), el tipo de mezcla de la carga se perfeccionó, lo que facilita su manipulación, el índice de refracción de las resinas se ajustó para asemejarse al de la cerámica y un nuevo metacrilato multifuncional se desarrolló para mejorar las propiedades mecánicas del material, ahora llamado Signum®. ²

Este polímero contiene un 20% de carga de sílica. La composición resultante es una mezcla de tres elementos vítricos: un vidrio radiopaco fino molido, conocido como microvidrio (partículas tamaño medio, de 0.7µm) una sílica semicristalina con tamaño similar y una matriz con agentes de cadena cruzada, que completa la definición de vidrio orgánico. ²

Los polímeros de vidrio presentan una superficie que se parece a la estructura dental debido a la composición, proporcionan bienestar al paciente, integrándose fácilmente al medio bucal.

Puede utilizarse para confeccionar coronas totales, *inlays*, *onlays* y carillas estéticas, para prótesis parciales fijas libres de metal de tres unidades, es aconsejable la utilización de una fibra para refuerzo de la estructura, puede utilizarse con cualquier tipo de fibra. ⁴

Artglass® está compuesto por 16 colores de la guía VITA®. Masa Base, masa gingival, cuatro masas de cuello y 3 esmaltes, seis masas translucidas y 10 maquillajes para caracterización. ¹

Belleglass HP®

Este sistema se introduce en el comercio dental en el año de 1996 inicialmente por la compañía BELLE® de St. Claire, y en la actualidad por Kerr Lab®.

Es un híbrido de microrrelleno muy resistente, su composición es de polímeros dimetacrilatos uretano y dimetacrilatos alifáticos (“*OLIGOMER*”) con un contenido de carga de 74% de vidrio de Boro-silicato con tamaño de partícula promedio de 0.6µm. Los esmaltes del sistema Belle Glass son una combinación de vidrio “*PYREX*” con dimetacrilatos alifáticos y Uretanos con un 74% de carga en peso. Las dentinas opacas poseen una alta carga, 87% de vidrio de bario y Bis-GMA, con tamaño de partículas de 10µm. Las dentinas translúcidas, con menor porcentaje de carga y un tamaño de partícula de 0.5 µm (*ver cuadro 4*).

Cuadro 4. Propiedades Físico-mecánicas de BelleGlass HP®.

BELLE-GLASS®	
Resistencia compresiva	442 MPa
Resistencia flexural	158 MPa
Resistencia tensil-diametral	63 MPa
Coefficiente de expansión térmica	13.1ppm/C
Grado de conversión	98.5%

Guzmán ¹

Reportes de investigadores como los doctores O'Neal y Leinferder de la Universidad de Alabama, muestran un desgaste en restauraciones tipo incrustación, con este material de 6.3 μm al término de 5 años, es decir un promedio de desgaste se solo 1.3 μm por año.¹

El sistema está compuesto por:

18 jeringas colores VITA® de dentina translúcida

18 jeringas colores VITA® de dentina opaca

2 jeringas de rosa gingival

3 jeringas con tonos cervicales

9 modificadores de color para caracterización

18 colores de opacos de fotocurado para metal, colores VITA®

1 estuche de cinta de refuerzo CONSTRUCT®

1 Estañador

1 juego completo para pulimento y brillo

1 frasco de primer silano y otro de metal primer

Separadores para modelos de yeso

Unidad de fotocurado ¹

Este material puede alcanzar una polimerización del 98.5% con una lámpara de fibra óptica, posteriormente se termina su polimerización en la unidad de curado a una temperatura de 140°C y una presión de 27 kg/ cm² o 80 libras de presión por pulgada cuadrada en un tiempo de 10 a 20 minutos en una atmósfera de nitrógeno. Lo que garantiza la obtención de una conversión de la resina superior al 98% al compararla a los 60 a 70% obtenidos mediante la polimerización por medio de la luz. La elevada temperatura aumenta la conversión en polímero y la presión elevada reduce el potencial de formación de porosidades. Presenta apariencia de porcelana, pero no causa desgastes en los dientes antagonistas. ^{1,2}

La resina de laboratorio Belleglass® se indica para incrustaciones, onlays, veneers anteriores, implantes, coronas de cobertura completa, dentaduras parciales fijas sin piezas metálicas, restauraciones provisionales duraderas o férulas, prótesis parcial fija de tres o más elementos, la fibra Connect® se utiliza como refuerzo de la estructura. ²

Se debe considerar que este material restaurador tiene, según el fabricante, buena resistencia funcional cuando el antagonista está constituido por dientes naturales.²

El fabricante asegura que este material tiene una gran resistencia a la flexión, que le confiere una resistencia a la fractura muy superior a la de la porcelana sin soporte. Este material polímero- cerámico se ha sometido a más de 5 años de estudios clínicos in vitro. Para las dentaduras parciales fijas sin componentes metálicos fabricadas con Belleglass HP® y se recomienda utilizar un material reforzado con fibra.⁴

SR Adoro®

En 1996, Ivoclar Vivadent AG® lanzó el innovador sistema Targis/Vectris®. Este sistema permitía realizar restauraciones de coronas y puentes sobre estructuras reforzadas con fibra de vidrio (Vectris®). Targis® es un material de composite para su uso en laboratorio y se puede utilizar sin estructura para inlays/onlays/carillas adhesivas y coronas anteriores. Además, Targis® se puede utilizar para el blindaje de estructuras metálicas.

Respecto a Targis®, las experiencias han demostrado que las materias primas que son aptas para las restauraciones directas, no necesariamente lo son para las restauraciones indirectas. Targis® es especialmente difícil de manipular para los protésicos. Por otro lado, se ha observado que las partículas de relleno de vidrio tienen una inclinación a disolverse lentamente en el medio bucal, especialmente en aquellos pacientes cuya

dieta contiene una amplia cantidad de ácidos orgánicos. Durante este proceso, la superficie de composite se vuelve más rugosa, lo cual puede conducir a una acumulación mayor de placa, en especial con una deficiente higiene bucal.

Por ello se ha desarrollado un nuevo composite de blindaje SR Adoro®, el cual posee mejores propiedades que Targis® en los puntos antes mencionados. Ivoclar Vivadent® ha desarrollado junto con SR Adoro®, nueva información para el odontólogo y para el técnico dental sobre el uso/aplicación adecuada del material.

Con SR Adoro® se ha desarrollado un moderno sistema de blindaje de composite microrrelleno. En comparación con los actuales composites híbridos, este nuevo sistema ofrece ciertas ventajas en cuanto a abrasión, manipulación, y brillo superficial. Las ventajosas propiedades del material se atribuyen al alto contenido de relleno inorgánico en la escala nanométrica. Además, la matriz incorpora un dimetacrilato de uretano aromáticoalifático de nuevo desarrollo, que destaca por una mayor resistencia que los monómeros utilizados hasta la fecha.

El objetivo en el desarrollo de SR Adoro® fue el de ofrecer a los pacientes, odontólogos y protésicos dentales un material que ofreciera las siguientes ventajas:

- Sencillez de uso.
- Mejor calidad superficial en la boca del paciente.
- Elevada resistencia a la abrasión.

- Restauraciones dentales muy miméticas.
- Mejor confort para el paciente.

Hasta la fecha, solo es posible obtener una estabilidad de la superficie y una elevada resistencia a la abrasión con materiales microrrellenos. Por ello, los valores de resistencia a la flexión y del módulo de elasticidad de SR Adoro® son inferiores a los de Targis®. Sin embargo, éstos son comparables a los de Concept®, material que en USA se ha convertido en una leyenda en cuanto a longevidad clínica y a resistencia a la abrasión en vivo (ver cuadro 5).

Cuadro 5. Comparación entre las tres resinas de uso indirecto de Ivoclar Vivadent®.

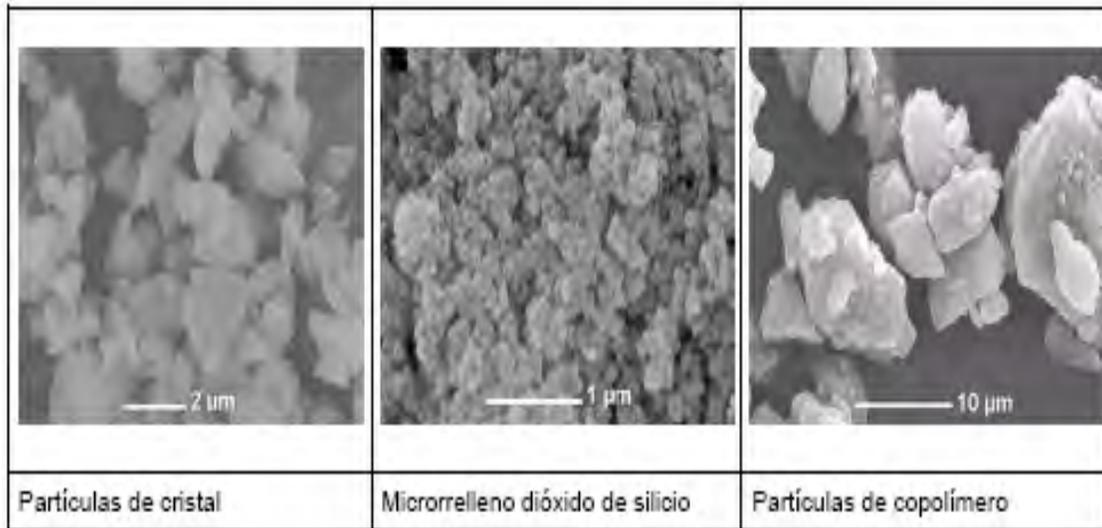
Comparación con materiales similares existentes	Relleno wt/wt [%]	Resistencia a la flexión [MPa]	Módulo de flexión [MPa]
SR Adoro (Ivoclar Vivadent AG)	65 (inorganic)	120-125	7000-7500
Targis (Ivoclar Vivadent AG)	80	150-160	10000
Isosit INLAY/ONLAY (Ivoclar Vivadent AG)	89	100	7000

Las ventajas de las partículas de relleno grandes pueden combinarse con aquellas de los microrrellenos hasta un cierto grado utilizando relleno de polímero molido (copolímeros) para la fabricación de los composites. Para producir un copolímero, primero hay que preparar un composite microrrelleno, fragmentarlo y molerlo hasta obtener partículas de hasta 10-30 µm de tamaño. Este copolímero se utiliza para producir un composite, el cual solo incorpora microrrelleno inorgánico. Si se

polimeriza un composite de este tipo, los copolímeros se integran totalmente en la resina, resultando un composite homogéneo con una alta carga de microrrelleno inorgánico (ver figura 10).

<http://nersp.nerdc.ufl.edu/> 25

Figura 10. Partículas de relleno que contiene SR Adoro®.



Este método no permite obtener la misma elevada estabilidad física que las de los microrrellenos inorgánicos. Sin embargo, permite incorporar las propiedades favorables de los microrrellenos a un material que presenta una consistencia homogénea, no pegajosa, con reducida contracción y un brillo duradero. SR Adoro® posee estas propiedades.

Los monómeros más utilizados en los composites dentales son bisfenol A-diglicidildimetacrilato (Bis-GMA), dimetacrilato trietilen-glicol (TEGDMA) y dimetacrilatos de uretano (UDMA).

Tradicionalmente, el Bis-GMA se utilizaba en la mayoría de los composites, ya que prácticamente no había materiales alternativos, que presentasen un suficiente alto peso molecular y suficientemente reactivo para garantizar la polimerización.

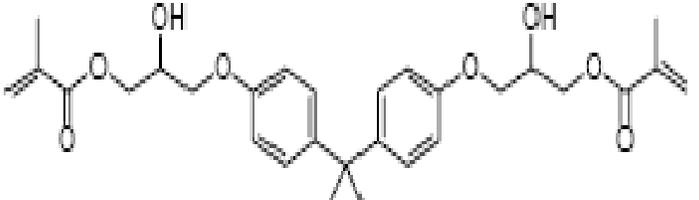
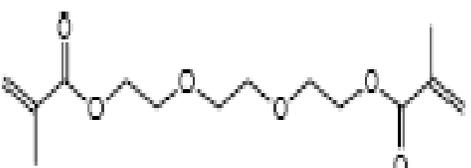
TEGDMA es un metacrilato con una viscosidad comparativamente inferior que se utiliza para mantener la viscosidad de los composites dentales tan baja que pudiera fabricarse y manipularse en clínica.

Ambos, Bis-GMA y TEGDMA contienen grupos hidróxilos. Por ello, comparativamente estos monómeros son hidrofílicos. En consecuencia, los materiales dentales que contengan este tipo de monómeros son susceptibles a la absorción de agua. La absorción de agua puede ser un factor que contribuye a la pigmentación de las restauraciones.

Hace ya algunos años, Ivoclar Vivadent® desarrolló un dimetacrilato alifático de baja viscosidad que se utilizó como una alternativa al TEGDMA para múltiples aplicaciones, tales como el legendario Heliomolar®. Además, Ivoclar Vivadent® desarrolló un nuevo UDMA aromático alifático que puede utilizarse para reemplazar el Bis-GMA en numerosas aplicaciones. Al contrario que Bis-GMA y TEGDMA, estos monómeros no tienen un grupo hidroxilo y por lo tanto permiten el desarrollo de composites que son menos susceptibles a la absorción de agua y a la solubilidad (*ver figura 11*).

Figura 11. Componente orgánico de SR Adoro y componentes orgánicos clásicos.

<http://nersp.nerdc.ufl.edu/> 25

	Dimetacrilato alifático
	Bisfenol A-diglicidildimetacrilato (Bis-GMA)
	Dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA)

Estos monómeros han permitido a Ivoclar Vivadent® desarrollar SR Adoro® Incisal y SR Adoro® Dentina sin utilizar Bis-GMA y TEGDMA, con el fin de que esta tecnología tenga un efecto favorable en la estabilidad cromática de la restauración en la cavidad oral. ^{1, 3, 6, 13, 22, 23, 24, 25}

Ceramage®

Polímero con partículas de microrrelleno de zirconio de tamaño uniforme, contiene más de 73% de carga de dichas partículas, fotocurable, para restauraciones indirectas de alta estética, comercializada por la marca Shofu®.

Sus usos en la cual se encuentra indicada son; restauraciones indirectas tipo Inlay, Onlay, coronas totales, carillas y prótesis fija de no más de 3 unidades, se puede colocar sobre cofias metálicas o sobre fibra de refuerzo.

El fabricante afirma que debido al tipo de relleno inorgánico, dicho material nos ofrece una transmisión lumínica mucho mayor a la de cualquier otro composite ya sea de uso directo o indirecto, se afirma que esta propiedad es muy cercana a la del esmalte natural.

Ceramage® combina una reproducción fidedigna del color de los dientes naturales con una extraordinaria fuerza y elasticidad, lo cual lo hace sumamente estético para las restauraciones anteriores y durabilidad de largo plazo, para prótesis en molares, al igual que altamente recomendable para prótesis de alto estrés y reconstrucción protésica de implantes.

Indicaciones y contraindicaciones

Se puede utilizar para restauraciones tanto en dientes anteriores como en posteriores, coronas totales, carillas, restauraciones tipo Inlay, Onlay, prótesis de no más de tres unidades y restauraciones en implantes.

Las contraindicaciones son: pacientes con hábitos parafuncionales, coronas clínicas muy cortas, antagonistas con restauraciones de porcelana.

Transmisión lumínica y resistencia a la abrasión

La forma y la cantidad de luz que refracta la dentina y el esmalte son diferentes, la compañía Shofu® pensando en igualar dicho efecto, creó resina tipo dentina y tipo esmalte con propiedades ópticas muy similares a las propiedades del tejido dental.

Al igual que tiene este efecto Ceramage® también no ofrece según el fabricante una resistencia a la flexión de 145 MPa.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La práctica odontológica muchas veces está basada en la aplicación de los materiales recientes, que según reportes de las casas comerciales cuentan con las mejores propiedades; por lo que es necesario realizar estudios que comprueben que dichos materiales cumplen los requisitos para aplicarlos en la práctica clínica.

JUSTIFICACIÓN

Debido a que en la actualidad hay una gran demanda, por parte de los pacientes, de materiales estéticos, así como también existe una gran oferta en el mercado de dichos materiales, es necesario realizar estudios comparativos que comprueben que dichos materiales cumplen con los requisitos para aplicarlos en la práctica odontológica.

OBJETIVOS

Objetivo General

Realizar un estudio comparativo de resistencia a la flexión y módulo flexural entre cuatro sistemas poliméricos para restauraciones indirectas, por medio de pruebas físicas y de acuerdo a la Norma ISO DIS #4049.

Objetivos Específicos

1. Realizar una prueba de resistencia a la flexión y módulo flexural del sistema polimérico Artglass®.
2. Realizar una prueba de resistencia a la flexión y módulo flexural del sistema polimérico Bellglass®.
3. Realizar una prueba de resistencia a la flexión y módulo flexural del sistema polimérico SR Adoro®.
4. Realizar una prueba de resistencia a la flexión y módulo flexural del sistema polimérico Ceramage®.

1. HIPÓTESIS

H₁ La forma de polimerización de los materiales poliméricos influye en la resistencia a la flexión.

H₂ El material de relleno o cantidad de carga influyen en la resistencia a la flexión.

H₀₁ La forma de polimerización de los materiales poliméricos no influye en la resistencia a la flexión.

H₀₂ El material de relleno o cantidad de carga no influyen en la resistencia a la flexión.

2. TIPO DE ESTUDIO

Estudio Prospectivo Transversal Experimental *In Vitro*.

METODOLOGÍA

Material y Equipo

Recursos Físicos

Laboratorio numero 4 de la Facultad de Odontología.

Laboratorio de materiales dentales división de estudios de Posgrado e Investigación.

Laboratorio de prótesis dental división de estudios de Posgrado e Investigación.

Recursos Materiales

Maquina Universla de Pruebas, Instron®

Lampara de fotocuarado Quick Targuis®

Calibrador Vernier Max Cal Electronic Digital Caliper

Estufa de ambientación

Horno Targis Power®

Horno Belle Glass HP®

Horno Uniks®

Horno Hera Flash®

Cronómetro

Espátula de Teflón

Loseta de Vidrio

Guantes de látex

Pinzas de sujeción

Pinzas de curación

Jeringa de Resina Belle glass HP® dentina color D4

Jeringa de resina Signum® dentina color A2

Jeringa de resina Sr Adoro® dentina color B2

Jeringa de resina Ceramage® dentina A2

Recursos Humanos

Un tesista.

Un tutor.

Dos asesores.

Un alumno de servicio social.

Criterios de Inclusión

Se incluyeron todas aquellas muestras que cumplieron con las dimensiones establecidas (descritas anteriormente) y siguiendo para su fabricación, las instrucciones del fabricante en cuanto a tiempo de polimerización y tipo de esta.

Criterios de Exclusión

Aquellas muestras que no cumplieron con los parámetros de grosor, espesor y longitud.

Las muestras que presentaron desperfectos como rayaduras y/o fisuras.

Las muestras contaminadas o alteradas por factores externos.

Tamaño de la Muestra

Se realizaron un total de 47 especímenes, posteriormente se excluyeron aquellas que no cumplieron con los criterios de inclusión, quedando un total de 40 muestras; diez de cada uno de los sistemas poliméricos de uso indirecto.

Método

Se seleccionaron los cuatro sistemas poliméricos de uso indirectos los cuales fueron: Belleglass Hp®, Sr Adoro®, Ceramage® y Artglass®; la forma de procesamiento de las muestras se realizó según la indicación del fabricante y la elaboración de estas fue de acuerdo a la norma ISO DIS #4049.

La prueba física de resistencia a la flexión, se realizó de acuerdo a la Norma de la Organización de Estándares Internacionales, ISO DIS #4049 aprobada en 1998 para materiales de restauración elaborados a base de polímeros, que se clasifican como sigue:

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

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

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

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

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

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

De acuerdo a esta norma, los materiales que se utilizaron en este estudio se clasifican como: Tipo 2, Clase2, Grupo 2.

Resistencia a la Flexión

Se prepararon los especímenes en moldes de acero inoxidable de 25 mm de largo por 2 mm de ancho y 2 mm de alto y se cubrieron con una loseta de vidrio para asegurar su perfecta conformación. Posteriormente, en el caso de Belleglass HP® y Sr Adoro®, se polimerizó el centro de la muestra de acuerdo a lo especificado por el fabricante, posteriormente se realizó la polimerización de los extremos de la misma; al concluir se repitió la operación por la parte inferior de la muestra; posterior a esto, se colocó en su respectiva unidad de polimerización y se efectuó esta.

En el caso de Artglass® y Ceramage® se realizaron los moldes con las mismas medidas ya mencionadas, sólo que el material de los conformadores en vez de ser de acero inoxidable fueron de vidrio de 2 mm de espesor; en el caso de Artglass® se introdujo en la unidad de polimerización Uniks por 180 seg, muestra por muestra, y en el caso de Ceramage® se introdujo en la unidad de polimerización Hera Flash®.

Al haber terminado las muestras se retiraron de sus respectivas unidades de polimerización y se colocaron en un frasco con agua en la estufa ambientadora a (37°C).

Posteriormente se midieron las muestra con un calibrador electrónico, para saber con exactitud las dimensiones de éstas; después de 24 horas del inicio de la polimerización, (conforme lo indica la norma) se ejecutó la prueba de resistencia a la flexión, en cada una de las muestras en la Máquina Universal de pruebas Instron® a una velocidad cruzada de 0.75 mm/min a un rango de carga de 50 N/min hasta conseguir su fractura, registrando los valores obtenidos.

La distancia de separación entre los dos puntos de apoyo fue de 20 mm, en el punto medio de esta distancia se aplicó la carga.

El cálculo de la resistencia flexual se realizó utilizando la formula $R_F = FL/2bh^2$

F= máxima fuerza en newtons

L= distancia en mm entre los soporte con precisión 0.01mm

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

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

Módulo flexural

Las pruebas del módulo flexural se realizaron con los mismos especímenes y al mismo tiempo que la prueba de resistencia a la flexión ya que la Máquina Universal de pruebas Instron® nos da los dos valores simultáneamente.

RESULTADOS

De las diez muestras por cada polímero de uso indirecto obtenidas, se obtuvieron los siguientes resultados (ver cuadro 6 y 7).

Cuadro 6. Resultados de la resistencia a la flexión.

Belleglass® MPa	SR Adoro® MPa	Artglass® MPa	Ceramage® MPa
100.6	96.097	131.4	178.892
101.6	87.636	109.3	182.763
109.5	103.391	84.2	181.166
96.48	87.032	129.3	191.356
156.695	103.26	135.9	209.163
191.356	96.92	60.8	170.528
182.763	82.73	119.7	216.497
209.234	85.838	67.9	188.419
189.182	103.878	73.1	163.344
135.9	89.954	106.9	189.182

Cuadro 7: Resultados del módulo flexural.

Belleglass® MPa	SR Adoro® MPa	Artglass® MPa	Ceramage® MPa
15330	8348.029	18380	19219.398
14370	8214.186	13950	18529.91
14770	8295.045	12640	22445.723
14040	8600.15	19310	19193.352
19365	8271.647	14030	242444.006
19193	9212.469	21290	18779.428
18529	8555.9	13900	23550.971
24255	8262.021	17910	19579.869
15327	9319.523	18820	18001.648
14030	8381.196	16140	15444.756

El primer material en el que se realizó el estudio fue con Belleglass HP®; las muestras se realizaron tal y como lo indica la norma y el fabricante. El promedio de resistencia a la flexión, de los especímenes fue de 145.331 Mpa, siendo el valor más bajo 96.48Mpa y el máximo de 209.234Mpa. Su valor del módulo flexural máximo fue de 24255Mpa y el mínimo de 14030 Mpa, dando un promedio de 16920.9Mpa.

El material y método posteriormente probado fue SR Adoro® dando un promedio de 93.6736Mpa para la resistencia a la flexión, siendo el valor más alto 103.878Mpa y el más bajo 82.73Mpa En cuanto a su módulo flexural obtuvo un promedio de 8546.0166Mpa siendo el valor más alto 9319.523Mpa y el más bajo 8214.186Mpa

El tercer material al realizársele el estudio fue Artglass®; los especímenes fueron hechos con el material y método tal y como

lo indica la norma y el fabricante. En este caso se obtuvo en promedio una resistencia a la flexión de 101.85Mpa, siendo el valor más alto 135.9Mpa y el más bajo 60.8Mpa. En cuanto al módulo de flexión obtuvimos un promedio de 16637Mpa, siendo el valor más alto 21290Mpa y el más bajo de 12640Mpa.

El último material al que se le realizó el estudio fue el más nuevo en el mercado: Ceramage® de Shofu®; las muestras fueron fabricadas tal y como lo indica la norma y el fabricante. El valor promedio de la resistencia a la flexión fue de 187.131Mpa el valor más alto de dichas muestras fue de 216.497Mpa y el más bajo fue de 163.344Mpa. El modulo flexural, de este material fue de 19898.0061Mpa, siendo el valor más alto 24244.006Mpa y el valor más bajo 15444.756Mpa.

Se realizó una base de datos con el programa Microsoft Office® Excel 2007, posteriormente se realizó un análisis estadístico, empleando la prueba de Tukey para la comparación entre los cuatro materiales revisados en este estudio, confrontando los resultados uno contra otro, dándonos los siguientes valores (*ver cuadro 8 y 9*).

Cuadro 8: Resistencia a la flexión, prueba de Tukey.

Confrontación entre polímeros	Diferencia de promedios Mpa
Ceramage vs. SR Adoro	93.457
Ceramage vs. Artglass	85.281
Ceramage vs. Belleglass Hp	39.800
Belleglass Hp vs. SR Adoro	53.657
Belleglass Hp vs. Artglass	45.481
Artglass vs. SR Adoro	8.176

Cuadro 9: Módulo flexural, prueba de Tukey.

Confrontación entre polímeros	Diferencia de promedios Mpa
Ceramage vs. SR Adoro	11351.990
Ceramage vs. Artglass	3261.006
Ceramage vs. Belleglass Hp	2977.106
Belleglass Hp vs. SR Adoro	2977.106
Belleglass Hp vs. Artglass	283.900
Artglass vs. SR Adoro	8090.983

DISCUSIÓN

Estudios realizados por Michel Espinoza Klymus en el año 2007 demostraron que un composite polimerizado por luz, calor, presión (BelleGlass® system) cuenta con una mayor fuerza flexural, seguido por un composite polimerizado por calor y luz (Targis Ivoclar Vivadent®)¹⁰; lo cual es cierto, pero como se observó en este estudio, también existe una relación íntima con el material de relleno inorgánico, así como la cantidad de carga y el método de polimerización.

En base a esto, al comienzo de este estudio se pensaba que BelleGlass® y SR Adoro® serían los sistemas con los mejores resultados ya que son los que cuentan con métodos más sofisticados y de mayor tiempo de curado; por ejemplo BelleGlass® incorpora luz, calor y presión; Sr Adoro® utiliza un sistema de 20 minutos para la realización de las restauraciones, incorporando luz, calor e inhibidores de la capa de oxígeno, por lo que se supondría que serían materiales con excelentes resultados.

En cambio Artglass® y Ceramage® son sistemas que sólo emplean luz estroboscópica y su procesamiento sólo dura unos cuantos minutos, aun así, ofrecieron resultados iguales e incluso superiores a los demás sistemas, como fue el caso de Ceramage®, que nos dio las mejores propiedades mecánicas, lo cual hace pensar que tanto el método, cantidad y tipo de relleno son factores que influyen a la calidad del material restaurador en boca.

Las muestras realizadas con el material y método Belleglass HP® dieron como resultados una adecuada resistencia flexural, pero no se acercó al mencionado por el fabricante que debía de ser de 158 Mpa¹, dando una diferencia de 10.669Mpa, aún así esto fue el segundo polímero con mejores resultados al confrontarlo con el polímero con los valores más altos, que fue Ceramage® se observó que existe una diferencia considerable en cuanto a la resistencia a la flexión la cual fue de 39.800 Mpa pero en su comportamiento de modulo flexural la diferencia no fue significativa.

SR Adoro® cuenta con tecnología avanzada, incorporando ya partículas de nanorrelleno²², lo cual se cree que es el factor que más influye en esta prueba mecánica, dio los valores más bajos del estudio; el fabricante señala que su resistencia a la flexión es de 120-125 Mpa²², el resultado de este estudio fue de 93.6763Mpa, lo cual nos da una diferencia de 32.6736-27.6736Mpa.

En cuanto a su módulo flexural obtuvimos un valor promedio de 8546.017 convirtiéndolo también en el polímero para restauraciones indirectas más rígido.

Al realizar la confrontación con Ceramage® en cuanto al módulo de flexión obtuvimos una diferencia de 93.457Mpa dando la diferencia más grande de este estudio, y demostrando una clara desventaja, en el modulo flexural también se obtuvo la diferencia más amplia siendo de 11351.990Mpa.

Artglass® fue un material de valores intermedios; en la confrontación de valores de resistencia a la flexión no muestra diferencia significativa entre este y SR Adoro® y obteniendo

valores muy semejantes en cuanto al modulo de flexión de Belleglass HP®

Ceramage® fue el que obtuvo los mejores resultados, tanto en la resistencia a la flexión, como en el módulo flexural: el valor promedio de la resistencia a la flexión fue de 187.131Mpa superando por 42Mpa los datos proporcionados por el fabricante²⁴, aun así el valor más alto de dichas muestras fue de 216.497Mpa superando cualquier valor de todo el campo de muestras realizadas, al comparar los valores de resistencia a la flexión ninguno de los otros tres materiales estudiados se acercó a este, en el modulo flexural se observó una diferencia no significativa entre los valores obtenidos de Belleglass HP® y Ceramage®

CONCLUSIONES

Los polímeros de uso indirecto en odontología estética restauradora, son materiales que tienen una demanda ascendente en la actualidad y que seguramente seguirá dicha tendencia, ya que nos ofrecen ventajas sobre otros materiales estéticos, como son sus propiedades física-mecánicas que se acercan a las de los órganos dentales. Aunque hay que recordar que no existe material restaurador para todo tipo de pacientes y casos, todos cuentan con ventajas, desventajas, indicaciones y contraindicaciones.

Los materiales que se revisaron en este estudio tienen en su composición grandes semejanzas y prácticamente sus componentes son los mismos o similares. Los fabricantes han agregado o cambiado muy poco los elementos que componen estos polímeros, aunque sus variaciones las promueven como grandes avances, como es el caso de SR Adoro® que según Ivoclar Vivadent® ha realizado mejoras sustanciales, cambiando el material orgánico tradicional por un material innovador de baja absorción acuosa, al igual que el tamaño de la partícula de relleno, siendo que éste estudio no mostró una mejoría en sus propiedades mecánicas, inclusive es el material con los valores más bajos.

Los sistemas poliméricos que analizamos en este estudio, son los más utilizados y de mayor venta en México.

Dichos polímeros son procesados con diversos métodos de polimerización, como son diferentes tipos de luz, calor y vacío, logrando así una conversión casi total del monómero residual.

El material restaurador que en este estudio mostró los mayores valores de resistencia a la flexión y módulo flexural fue Creamage®, que es un composite de uso indirecto con apenas 1 año en el mercado mexicano, fabricado por la empresa Shofu de Japón. Los valores obtenidos por este estudio, nos demuestran que este material tiene una excelente resistencia combinada con una flexibilidad muy buena, lo hace un material con características excelentes y en base a nuestros resultados es el mejor polímero para restauraciones de uso indirecto con respecto a los valores obtenidos.

En base al estudio realizado, la hipótesis es aceptada, puesto que se observó que tanto la forma de polimerización de los materiales poliméricos de uso indirecto influye en la resistencia a la flexión, así como el material de relleno o cantidad de carga, al igual que el tamaño de la partícula.

El material polimérico para la realización de restauraciones indirectas con más tiempo en el mercado, más probado y con mejores valores en cuanto a la resistencia y módulo de flexión es Belleglass HP® el cual hoy por hoy sería el material recomendado por este estudio, ya que Ceramage® es un material con muy poco tiempo en el mercado y sin publicación de estudios adecuados que confirmen la viabilidad de dicho material.

Por esto mismo es recomendable realizar más estudios del material Ceramage®, tanto *in vitro* como *in vivo* para poder así tener una visión más amplia tanto de los beneficios como de las desventajas de dicho polímero.

BIBLIOGRAFIA

1. Guzmán B. H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 1° Edición. Bogotá, Colombia: CAT Editores Ltda.; 1990: 337-368
2. Bottino M. A. Estética en rehabilitación oral metal free. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas Latinoamericana.; 2001: 335-379 Anusavice K.
3. Bruce J. C. Bases Practicas de la Odontología Estética. Barcelona, España: Masson Editores, 1998: 127-144
4. Kemeth W. Barry G.D. Odontología Estética, 2° Edición. Madrid, España: Editorial Harcourt.; 2003: 97-111
5. Anusavice K. La Ciencia de los Materiales Dentales de Phillips. 10° Edición. Mexico: M^o Graw-Hill Interamericana; 1996: 49-77
6. Barrancos M. Operatoria Dental. 4° Edición, Buenos Aires, Argentina. Panamericana.; 2006: 1147-1188
7. Fioranelli Restauraciones estéticas indirectas en dientes posteriores inlay-onlay, Amolca.
8. Odontologia Restauradora y Estética, Edit Amolca 2005 Busato.
9. Porcelain & composite inlays y onlays esthetic posterior restoration, Ronalde Goldthein.
10. Espinosa M, Arai R, Gonealves E, Silva H. Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure.



Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal.
2007, 9 (2): 56-60

11. Craig R., O' Brien W, Power J. Dental Materials 6^o Edición. St. Louis, Miss: Mosby 1996.
12. Rappelli G, Coccis E, Putignsno A. Restoration of anterior teeth with indirect composite partial coverage crowns: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2004, 92 (6):519-22.
13. Guzmán S, Armstrong S, Cobb D, Vargas M. Association between microtensile bond strength and leakage in the indirect resin composite/ dentin adhesively bonded joint. Journal of Dentistry. 2001, 145-153
14. Mandikos M, McGivney G, Davis E, Bush P, Carter J. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2001, 85 (4): 386-95
15. Baptista C, Pagani C, Bottino M, A comparison of microhardness of indirect composite restorative materials. J Appl Oral Sci 2003, 11(2): 157-161
16. Manhart J, Neuerer P, Hickel R. Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000, 84: 289-96.
17. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000, 84: 303-8
18. Ku C, Park S, Yang H. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer



- crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002, 88 (2): 170-5
19. Draft International Standard Organization #4049. *Dentistry. Polimer – Based Filling, restorative and luting materials*; 1998
 20. Anderson, Mc Cabe , Chem C. *Materiales de Aplicación Dental*. 1° Edición española Barcelona. Salvat Editores; 1998: 6-15.
 21. Combe E. C. Chem F. R. *Materiales Dentales*. 1°. Edición. Barcelona: Editorial Labor. 1990: 27-31, 113-118, 238-241
 22. http://www.ivoclarvivadent.com/Secure30/media_area/ivoclar/C/data%5Cclient%5Civoclar%5Cmsds%5Ccom_en%5Cdownloads%5CprdMSDS_2089613241.pdf/true/application%5Cpdf/e-SR_Adoro_1548.pdf Materiales de obturación
 23. Suzuki S, Nagai E, Taira Y, Minesaki Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002, 88 (4): 431-36.
 24. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001, 82:391-7
 25. <http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/images/E01.1.gif>