



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



ESTUDIO COMPARATIVO DE PROPIEDADES
FÍSICAS Y MECÁNICAS ENTRE TRES
SISTEMAS DE RESTAURACIÓN PROTÉSICA
INDIRECTA A BASE DE RESINA

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTA:

SERGIO ARIOSTO HERNÁNDEZ DELGADO

TUTOR: MTRO. VICTOR MORENO MALDONADO

ASESORES: DR. FEDERICO HUMBERTO BARCELÓ SANTANA
MTRO. JORGE MARIO PALMA CALERO

MÉXICO D.F., FEBRERO 2006



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A Mis Padres

Por darme la vida, por su ejemplo de rectitud, honestidad y bondad, por todos los esfuerzos y sacrificios que mi educación ha significado, por su incansable apoyo, por creer en mi, por brindarme la oportunidad de obtener las herramientas para luchar por un futuro próspero, por su paciencia, por su tolerancia, por haberme procurado en todo momento una vida plena de alegrías y de experiencias maravillosas, pero sobre todo por su incomparable Amor.

Los Amo



A Mi Abuela

Por enseñarme que la vida presenta obstáculos que no precisan de gran conocimiento académico para ser superados, se requiere de fuerza de espíritu, optimismo, carácter y fé para afrontarlos.

Tu grandeza de espíritu y tu nobleza inspiran el deseo de ser mejores seres humanos.

Que Dios te bendiga siempre.

A la Familia Cortés Hernández

Por todo su apoyo, y por demostrarme que la única manera de superar la
adversidad es con amor.

A mi ahijada Montserrat, por alegrar los días en nuestro hogar con tu
ternura, tu risa y tus travesuras llenas de curiosidad y deseos de explorar tu
mundo.



A Mónica

Por todo tu amor, por ser la mujer de mi vida, por estar dispuesta a compartir tu tiempo y tu esfuerzo a mi lado por no dejarme caer, por ser mi compañera de vida y complemento de mi corazón.

A Jorge Luis


Por darme la dicha de ser padre, de compartir tus risas y de aprender nuevamente a conocer el mundo con ojos de niño, por llenarme de amor y de ganas de enfrentar la vida siempre con una sonrisa en el rostro.



A la Familia Becerra Moreno

Por darme incondicionalmente su apoyo permanente, por aceptarme, por su comprensión y sobre todo por enseñarme que la unión, la constancia y la disciplina hacen que cualquier adversidad sea solo una leve sombra pasajera.

Gracias



A nuestra gloriosa

Universidad Nacional Autónoma de México

Por darnos la oportunidad de aprender en sus aulas y desarrollar
conocimientos que pueden hacernos útiles a nuestra sociedad y participes
del desarrollo de nuestra nación.

A mis Revisores y al personal del laboratorio de Materiales Dentales, por su tiempo, por su invaluable apoyo, y por su inagotable su paciencia, por estar siempre dispuestos a compartir su valioso conocimiento, y sobre todo por apoyarme para realizar este proyecto.

A mi Tutor

Mtro. Victor Moreno M.

Por ser mucho más que un Maestro, por enseñar más allá de las aulas y de la Odontología, por su ejemplo de compromiso y de institucionalidad, y por su invaluable apoyo.

Con admiración, respeto y sobre todo gran afecto

A mis Asesores

Dr. Federico Barceló S.

Por su invaluable apoyo, por su ejemplo de humildad, por estar siempre dispuesto a regalarme un poco de su tiempo, por su comprensión y sobre todo por su magnífica disposición.

Mtro. Jorge Mario Palma

Por haber sido siempre un gran Maestro, ejemplo de rectitud y honestidad, por su paciencia, precisión y claridad.

Con admiración y respeto

A los representantes de las compañías fabricantes:

Hereaus Kulzer: Omar Marín

Ivoclar Vivadent: Marco Vázquez

SDS Kerr COA Dental: Lic. Joaquín Sánchez y

Silvano Betancourt

Por su invaluable apoyo para la realización de este trabajo y por todas las

facilidades brindadas para el mismo fin.

Índice

Resumen	3
1. Introducción	4
2. Antecedentes	5
Resinas Acrílicas	7
Resinas Compuestas	8
Resinas Fotocurables	10
Figura 1. Tres materiales	11
3. Marco conceptual	12
Resinas Compuestas	12
Composición	12
Relleno	14
Agente de unión o interfase (silano)	15
Activadores o iniciadores	15
Grado de Polimerización o conversión	16
Clasificación de los composites	18
Propiedades de los composites	19
Propiedades mecánicas	19
Figura 2. Tipos de Fuerza o carga	20
Figura 3. Diagrama de fuerzas combinadas	21
Propiedades físicas	22
Propiedades estéticas	23
4. Perfiles Técnicos	25
Tabla 1. Perfiles Técnicos	26
Tabla 2. Propiedades de Materiales de dentina	27
5. Definición del Problema	28
Planteamiento del problema	28
6. Objetivos	29
Objetivo General	29
Objetivos Específicos	29
7. Hipótesis	30
8. Metodología	31
Tipo de Estudio	31
Población de Estudio	31
Tamaño de la muestra	31
Criterios de Inclusión	32
Criterios de Exclusión	32
Criterios de Eliminación	32
9. Definición de variables	33
Variables Independientes:	33
Variables Dependientes:	33
Definiciones conceptuales y operacionales:	33
Definición de Variables	34
10. Características de la muestra	35
Especímenes para la prueba de resistencia a la flexión y Módulo de flexión:	35
Especímenes para la prueba de absorción de agua y Solubilidad:	35
11. Material y Equipo	36

12. Método	38
13. Cálculo de Valores.....	41
Pruebas de Flexión:.....	41
Prueba de absorción de agua:.....	42
Prueba de solubilidad:	42
14. Resultados.....	44
Pruebas de Flexión.....	44
Art Glass.....	44
Tabla 3. Medidas, valores individuales y promedio Art Glass	44
Gráfica 1. R.F. Comportamiento de las muestras Art Glass	45
Gráfica 2. M.F. Comportamiento de las muestras Art Glass	45
Belle Glass.....	46
Tabla 4. Medidas, valores individuales y BelleGlass promedio	46
Gráfica 3. R.F. Comportamiento de las muestras BelleGlass	47
Gráfica 4. M.F. Comportamiento de las muestras BelleGlass	47
SR Adoro	48
Gráfica 5. R.F. Comportamiento de las muestras SR Adoro.....	49
Gráfica 6. M.F. Comportamiento de las muestras SR Adoro.....	49
Gráficas comparativas de las Medias de Resistencia a la Flexión y Módulo de Flexión.....	50
Gráfica 7. R.F. Comparativo entre resultados del estudio.....	50
Gráfica 8. M.F. Comparativo entre resultados del estudio.....	51
Pruebas de Absorción de Agua y Solubilidad.....	52
Absorción de Agua	52
Art Glass.....	52
Tabla 5. Medidas y valores individuales absorción y solubilidad	52
Gráfica 9. Absorción de agua Artglass	52
Gráfica 10. Solubilidad Artglass	53
BelleGlass.....	54
Tabla 6. Medidas y valores individuales absorción y solubilidad	54
Gráfica 11. Absorción de agua Belle glass	54
Gráfica 12. Solubilidad Belle glass	55
SR Adoro	56
Tabla 7. Medidas y valores individuales absorción y solubilidad	56
Gráfica 13. Absorción de agua SR Adoro.....	56
Gráfica 14. Solubilidad SR Adoro	57
Tabla 8. Promedios de los tres grupos absorción y solubilidad	57
Gráfica 15. Comparativa absorción de agua de los tres grupos	58
Gráfica 16. Comparativa solubilidad de los tres grupos	59
Tabla 9. Comparativo de valores de flexión estudio-fabricante	60
Gráfica 17. Comparativa de resistencia a la flexión Estudio – Fabricante.	61
Gráfica 18. Comparativa de módulo de flexión Estudio – Fabricante.....	61
15. Discusión	62
16. Conclusiones.....	68
Referencias.....	69
Glosario.....	71

1. Introducción

En la actualidad, el público en general cuenta con acceso a gran cantidad de información de orden comercial que ha generado estereotipos de una nueva cultura de la estética. Corresponde en estas condiciones al Cirujano Dentista poner al alcance de los pacientes, materiales y tratamientos que satisfagan las necesidades funcionales, psicológicas y estéticas de cada individuo con ética y profesionalismo, sin comprometer la integridad o la salud de su sistema estomatognático.

La amplia gama de productos restauradores existentes en el mercado, satura en ocasiones a los profesionales de la Odontología con literatura de diversa índole y con sentido comercial, dejando de lado la información que podría ser de mayor utilidad al odontólogo, como por ejemplo, las propiedades de los materiales restauradores respecto a los estándares internacionales que rigen a dichos productos. Este sesgo de la información deja al profesional de la Odontología a merced de los datos emitidos por los fabricantes, y al criterio de algunos autores.

El trabajo pretende informar de manera clara y puntual sobre dos propiedades físicas (absorción de agua y solubilidad) y dos propiedades mecánicas (módulo de flexión y resistencia a la flexión) de tres de los sistemas de restauración indirecta a base de resina que actualmente se utilizan dentro de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México: Artglass® (Heraeus Kulzer, Inc.), Belle Glass HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties) y SR Adoro® (Ivoclar Vivadent Ag), con el propósito de ofrecer un panorama imparcial basado en los datos obtenidos mediante la realización de algunas de las pruebas señaladas por la norma ISO 10477:1992, que permita orientar al profesional dental en la selección de un material restaurador acorde con las necesidades de cada tratamiento.

Resumen

- Objetivos:** Analizar dos propiedades mecánicas (resistencia a la flexión y módulo de flexión) y dos propiedades físicas (absorción de agua y solubilidad) de tres materiales de restauración protésica indirecta a base de resina, conforme a la norma ISO – 10477; 1992: ARTGLASS®, BELLE GLASS HP® y SR ADORO®. Elaborar cuadros comparativos de los valores obtenidos por cada material en cada prueba en este estudio y elaborar con dichos datos otros cuadros comparativos respecto a la información publicitada por los fabricantes.
- Metodología:** Los especímenes para este estudio fueron realizados conforme a la norma ISO-10477; 1992 y fueron procesadas según lo indicado por los fabricantes de cada material. Para las pruebas de *resistencia a la flexión* y *módulo de flexión*, se utilizaron trece especímenes de cada material para el análisis estadístico. Para las pruebas de absorción de agua y solubilidad se realizaron diez muestras.
- Resultados:** Para el análisis estadístico de los valores obtenidos en las pruebas realizadas se utilizó el análisis de variancia de una vía (ANOVA). Se utilizó el software Sigma Stat 3.1. De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio los tres materiales cumplen con los requerimientos de Resistencia a la Flexión >50 MPa, absorción de agua ($\leq 32\mu\text{g}/\text{mm}^3$) y solubilidad ($\leq 5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) obteniendo valores inferiores a los establecidos por la norma ISO 10477.
- Conclusión:** La hipótesis de trabajo fue confirmada. De acuerdo con la norma, los resultados obtenidos por los tres materiales en las pruebas mecánicas de flexión, son satisfactorios. Los datos obtenidos en este estudio difirieron respecto a los emitidos por los fabricantes de los materiales.

2. Antecedentes

Desde tiempos ancestrales ha existido la necesidad de suplir de alguna forma a las estructuras dentales dañadas por un sinnúmero de causas.

Desde entonces se convirtió en menester la búsqueda y el desarrollo de diversas alternativas para la restauración dental.

A lo largo de la historia, los materiales restauradores han evolucionado de acuerdo a los alcances de la técnica y las necesidades de la profesión.

La necesidad de restaurar de la manera más natural posible la dentición de los pacientes que requerían de tratamientos protésicos, propició la búsqueda de soluciones de orden estético dentro de los alcances de la odontología conforme al avance de los años y de las innovaciones tecnológicas y técnicas propias del área.

A continuación se describe brevemente la evolución histórica de los principales materiales estéticos que han sido empleados en la restauración dental.

Considerada como uno de los primeros materiales desarrollado artificialmente por el hombre, la cerámica ha jugado un rol muy importante en el desarrollo de prótesis dental.

Existen registros que indican que la aparición de las primeras porcelanas se remonta al año 100 a.C., pero fue hacia el año 1.000 d.C., cuando en China, se consiguió un material cerámico con mejores propiedades de resistencia. Sin embargo, la historia de las porcelanas como material dental no se extiende a más de 200 años. ¹

Pierre Fauchard, considerado el "Padre de la Odontología moderna", en 1728 pensó en la aplicación de un esmalte utilizado en ese entonces por los joyeros sobre dientes artificiales confeccionados en oro. ^{1,2}

Alexis Duchateau, un boticario francés, en 1774, sugirió la idea de emplear porcelanas para la fabricación de dentaduras completas. ¹

En 1778, el dentista francés Nicholas Dubois Chemant, desarrolló dientes llamados incorruptibles de pasta mineral y presentó por primera vez una dentadura completa de porcelana cocida durante la última década del siglo XVIII.²² En 1797 Chemant publicó un libro en inglés en el que hablaba ampliamente sobre el uso de las porcelanas.³

Se atribuye al dentista italiano Giuseppangelo Fonzi, que trabajaba en París Francia la elaboración del primer diente aislado de porcelana cocida con ganchos de platino hacia los años 1806-1808.^{3,2}

Con la revolución industrial aumentó la fabricación de dientes de porcelana, y en la segunda mitad del siglo XIX las prótesis con dientes de porcelana se hicieron más accesibles. El uso de porcelanas para coronas quedó postergado hasta que la instrumentación para la preparación dentaria se hizo más eficiente.²

A finales del siglo XIX (1871) aparece el cemento de Silicato como primer material estético de restauración directa. Este material era preparado de una mezcla de vidrio de alúmino silicato y líquido de ácido fosfórico, siendo antecesor del ionómero de vidrio. Era altamente soluble en fluidos bucales y se deterioraba con rapidez, sin embargo permaneció como preferido hasta principios de los años cincuentas.⁴

La solubilidad, pigmentación, pérdida de translucidez y bajas propiedades mecánicas contribuyeron a su eventual reemplazo. Su principal ventaja era una lenta liberación de fluoruro.⁴

En 1887 Charles H. Land (1847-1919) fabricó la primera corona completa de porcelana empleando para ello una cerámica feldespática que se fundía sobre una matriz de platino en un horno de gas.^{5, 2} Estas restauraciones presentaban como inconvenientes la fragilidad y los inadecuados ajustes marginales, como consecuencia de los grandes cambios volumétricos que se producían tras la cocción de la porcelana. Ello hizo que su uso se restringiera a sectores anterosuperiores donde la estética se presentaba como un factor fundamental.¹

A principios del siglo XX el uso de las porcelanas en restauraciones dentales disminuyó, alrededor de los años veintes, los resultados satisfactorios y los estudios realizados por clínicos e investigadores renovaron su popularidad.²

Resinas Acrílicas Los primeros materiales de obturación acrílicos fueron desarrollados cuando la química de los polímeros aún era una ciencia inmadura, asociados con la necesidad de crear materiales irrompibles para la fabricación de aeronaves de combate en la segunda guerra mundial.¹⁴

Peyton (1975) relató que los polímeros de metilmetaacrilato (MMA) comenzaron a utilizarse en 1937 como base de dentaduras, y a veces, se usaban también en prótesis parciales fijas, como materiales de revestimiento de facetas estéticas y en coronas de tipo veneer. ⁶ Las resinas acrílicas se han utilizado para recubrir coronas durante más de 5 décadas. ⁷

Las primeras restauraciones basadas en polímeros eran autopolimerizables, y lejanas a ser materiales ideales para restauración. Había problemas con ellos: gran contracción volumétrica durante la polimerización, baja resistencia mecánica, filtración marginal, altos valores de desgaste, inflamación de los tejidos, gran absorción de agua, alto coeficiente de expansión térmico, y poca estabilidad de color, sin pasar por alto la alta incidencia de caries secundaria. Para solucionar estos problemas, científicos japoneses desarrollaron un sistema novedoso basado en monómero de metilmetacrilato y polimetilmetacrilato con un silano como agente de adhesión para esmalte y dentina. Este sistema usaba tri-n-butil borano como catalizador de polimerización. La ventaja más grande de este sistema fue el poder iniciar su polimerización en condiciones de humedad.¹⁴

Durante la década de los cincuenta con el desarrollo de las resinas acrílicas en odontología, el uso de las porcelanas declinó nuevamente.²

Las resinas acrílicas autocurables sin relleno fueron introducidas alrededor de 1945 como un sustituto para los cementos de silicato que aún a principios de los años cincuenta se utilizaban. Estos materiales eran relacionados con las resinas para fabricación de bases para dentaduras, eran mucho menos solubles que los silicatos y presentaban mayor estabilidad de color. Eran materiales fáciles de usar, se podían pulir y tenían una buena estética inicial. Sus principales problemas eran su alta contracción después de la polimerización, sus grandes cambios dimensionales térmicos, pigmentación tardía y un alto índice de desgaste. ⁴

Las resinas acrílicas restauradoras eran solamente compuestos resinosos de metilmetacrilato (MMA) de polimerización por acción química, similares a las resinas para bases de dentaduras. Esas resinas eran suministradas como un sistema de polvo líquido, donde el polvo era un compuesto de partículas poliméricas de PMMA y una amina terciaria como acelerador, mientras el líquido contenía monómeros de MMA e iniciadores (peróxido de benzoilo), causando una reacción de polimerización por adición cuando ocurre el contacto entre la amina terciaria y el peróxido de benzoilo⁸, aunque esta reacción era inhibida por la humedad.¹⁴

Las resinas acrílicas activadas químicamente compitieron contra los silicatos con cierto éxito ya que presentaban buena adaptación de color y podían ser pulidas. Por otro lado presentaban una elevada tasa de contracción de polimerización (aproximadamente un 8% en volumen) y poseían alto coeficiente de expansión térmica, ocasionando una adaptación marginal deficiente y gran incidencia de caries recurrente; además, sus pobres propiedades mecánicas propiciaban la incidencia de fracturas bajo tensiones y una alta abrasión durante su función.⁸

Resinas Compuestas

En 1951 por primera vez, Knock y Glenn, agregaron partículas de relleno inorgánicas (Al_2O_3) a resinas acrílicas, para reducir la contracción de polimerización. Rose verificó que la incorporación de cristales inertes en polimetilmetacrilatos reducía el coeficiente de expansión térmica, y la absorción de agua en proporción a la concentración de relleno.¹⁴

Las resinas compuestas (composites) se encuentran disponibles en la odontología desde que su desarrollo como material restaurador comenzó al final de los años cincuenta, cuando Ray Bowen realizaba sus investigaciones reforzando resinas epóxicas con partículas de carga.⁸

Durante los años 60 las investigaciones realizadas por el Dr. R. Bowen permitieron la integración de una matriz orgánica de resina Bisfenol-A-glicidilmetacrilato (BIS-GMA) con una matriz inorgánica de cuarzo o vidrio de sílice mediante vinil-silano¹⁴ que permitió la aparición de las resinas compuestas.⁹

Como consecuencia de la adición de una fase de relleno, estos materiales tenían mejores propiedades mecánicas que las resinas sin relleno, semejando a las propiedades del esmalte.³ Originalmente fueron empleadas en restauraciones de la zona anterior clases III, IV y V donde la estética es importante.⁴

Las resinas compuestas, son una combinación de un material duro de relleno unido a una matriz suave de polímero de dimetracrilato, y se introdujeron a principios de la década de los sesentas.⁴

Las resinas compuestas representaban un gran avance en relación a los materiales precedentes teniendo tal impacto que en solo dos años reemplazaron a los cementos de silicato y a las resinas acrílicas utilizadas hasta entonces. La gran aceptación de estos materiales fue debida a la mejora que representaban en características tales como, menor contracción de polimerización, mayor resistencia al desgaste, coeficiente de expansión térmica reducido, tonalidades de color correctas y facilidad de manejo. Los avances logrados en las propiedades de estos materiales permitieron que fueran utilizados para la restauración de dientes posteriores, sin embargo Osborne, et al, se percataron pronto de que los composites eran insatisfactorios como reemplazo para las amalgamas de plata para los dientes posteriores, debido a su excesivo desgaste aunado a la aparición de caries secundaria.¹⁴

La primera resina compuesta disponible comercialmente se denominaba Addent de la casa comercial 3M, y fue lanzada en 1964, siendo constituida por una resina Bis-GMA en forma de polvo y líquido.⁸

En 1969 la resina Adaptic (J&J) fue lanzada siendo el primer sistema pasta-pasta comercialmente disponible, lo que se tornó extremadamente popular y terminó dominando el mercado mundial.⁸

Las resinas autopolimerizables al ser presentadas como dos pastas, eran muy sensibles a la técnica, ya que iniciaban su polimerización tan pronto entraban en contacto, lo cual daba un tiempo reducido de manipulación, y podían ser atrapadas al interior del material burbujas de aire.¹⁴

Resinas

Fotocurables

Diversos sistemas de polimerización fueron introducidos en conjunto con nuevos materiales capaces de polimerizar mediante la aplicación de luz ultravioleta (1973) y luz visible (1978). La luz ultravioleta se dispersaba entre las partículas de relleno, lo que limitaba su profundidad de curado. Esta desventaja se resolvió utilizando luz visible.

Nakabayashi y colaboradores describieron los monómeros basados en 4-metacriloxietil trimetilato anhídrido que contenían grupos químicos hidrofílicos e hidrofóbicos que pueden penetrar la dentina grabada y polimerizar creando una capa de transición formada por la resina adhesiva y la colágena dentinaria; dicha capa es conocida como "capa híbrida".

El desarrollo de la cánforoquinona (fotoiniciador) en 1978 representó un gran avance de los materiales restauradores de resina compuesta.⁸

Los materiales activados por luz provocaron gran interés debido a la mejoría que proporcionaban desde el punto de vista estético, siendo materiales de pasta única tenían mínima posibilidad de incorporar burbujas de aire, presentaban gran estabilidad de color, menor contracción volumétrica y tiempo de polimerización reducido.⁶

La posibilidad de unir resinas con superficies metálicas mediante el tratamiento previo de la superficie del metal y la aplicación de un agente de unión (silano), abrió un campo mayor de aplicación para estos materiales.⁶

La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de los polímeros, agregada a la integración de fibras, tuvo como resultado el desarrollo de nuevos materiales, resinas compuestas para laboratorio, denominados, según el Dental Advisor (1999) polímeros de vidrio, cerómeros o porcelanas de vidrio polimérico(policerams).⁶

Los materiales restauradores a base de resina compuesta ofrecen una amplia gama de posibilidades estéticas, entre los materiales actualmente disponibles y reconocidos por sus amplias posibilidades de aplicación clínica podemos encontrar a los sistemas ARTGLASS® (HERAEUS KULZER, INC.) y BELLE GLASS HP® (KERR LAB, SYBRON DENTAL SPECIALTIES) y como sucesor del sistema TARGIS, fue puesto en el mercado el sistema SR ADORO® (IVOCLAR VIVADENT AG).

La figura 1 presenta los tres materiales que fueron utilizados para la realización del estudio.



Figura 1. Tres materiales

3. Marco Conceptual

- Resinas Compuestas** Las resinas compuestas conocidas también como, composites, resinas reforzadas o polímeros con relleno inorgánico. Son materiales que se manipulan en estado plástico.¹² A estas resinas se les han incorporado una fase cerámica (unión de átomos metálicos con no metálicos) en forma de partículas rodeadas de una matriz orgánica (polímero), lo que permite obtener en el conjunto mejores propiedades mecánicas y mayor estabilidad a la temperatura, conservando las propiedades de las resinas.^{4,12}
- Es un material heterogéneo, formado por 2 compuestos insolubles entre sí, donde, el conjunto posee cualidades superiores a cada uno de ellos.⁴
- Composición**
- Matriz orgánica o resina:* material orgánico polimerizado, constituye un 30-50% del volumen.
- Fase dispersa o relleno:* fase inorgánica de alta resistencia mineral u organomineral, de granulometría y porcentaje variables.
- Agente adhesivo o acoplador o interfase:* permite la unión entre la resina y el relleno.
- Coadyuvantes:* sustancias que ayudan o influyen en la relación de polimerización pueden ser activadores, catalizadores, aceleradores, e inhibidores.
- Las resinas para uso dental deben cubrir requisitos que son indispensables en todos los polímeros que están diseñados para aplicación clínica^{12, 21}:
- No debe ser tóxico o irritante
 - Translucidez y transparencia
 - Capacidad de poder darle color
 - Propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca
 - Debe ser impermeable en los fluidos bucales y no tomar mal olor o aspecto desagradable

- Insolubilidad en el medio bucal
- Inodoro e insípido
- Baja densidad
- En caso de ruptura debe poder repararse

Las resinas compuestas para aplicaciones directas e indirectas poseen 4 componentes básicos importantes²:

- Una matriz resinosa.
- Una fase dispersa de cargas (o relleno) y colorantes
- Iniciadores de polimerización
- Un agente de cobertura de las partículas de carga conocido como silano.

El uso de las resinas de técnica indirecta para inlays, onlays, coronas, y prótesis parciales fijas en comparación con los materiales cerámicos, ha permitido características, como menor abrasión de los dientes antagonistas, facilidad de fabricación, las menores dureza y fragilidad hacen que el composite sea más fácil de ajustar, terminar y pulir, los composites pueden restaurarse de forma directa, con el mismo material de la restauración original, o un material compatible.^{2, 21}

Matriz

La más frecuente es el Bis GMA (bisfenol A + Glicidil metacrilato) o matriz de Bowen. Es una molécula grande con dobles enlaces en los extremos, lo que permite que la molécula reaccione por ambos lados. Polimeriza por adición.

La presencia de 2 ciclos aromáticos le confiere rigidez.

Posee 2 radicales hidroxilos, los que pueden formar puentes de hidrógeno, lo que le otorga gran viscosidad.

Los 2 radicales metacrilatos en los extremos disminuyen la posibilidad de ramificación.

Se ha suprimido el alcohol glicidilo (radicales hidroxilo) con lo que la viscosidad es menos elevada.

El uso de metacrilatos de etilenglicol reduce la rigidez de la molécula. Mientras más rígida es más frágil.

Asociación de Bis GMA y un monómero que tiene uno o más radicales uretano.
Uretano: R-HN-C-O-R'. Los radicales en sus extremos permiten combinaciones.

Relleno

El tamaño de la partícula y la cantidad de carga inorgánica son factores determinantes en el rendimiento clínico de la restauración, en cuanto a pulido y grado de resistencia a la fractura. Esta fase le confiere al compuesto sus propiedades físicas, mecánicas, y estéticas.^{2,4,21}

Las partículas de cerámica más usadas son:

Silicato de aluminio y litio.

Cristales irregulares de óxido de Silicio (cuarzo)

Silicato de Boro.

Vidrio u óxido cerámico.

La forma (esferas, bastones, cristales amorfos) y el tamaño (que clasifica a los composites) de las partículas de relleno es variable y dependen de la obtención de las mismas, que puede ser mediante trituración mecánica o molienda de partículas de elementos o cristales diversos o compuestos sintéticos. Se pueden agregar al relleno sustancias radioopacas.⁸ Se pueden obtener también utilizando tratamientos químicos y térmicos.¹⁶

Requisitos del relleno:

Poder unirse a la matriz orgánica mediante la aplicación de un agente de unión.

Poseer alta dureza, lo cual eleva la dureza del composite.

Índices de opacidad y refracción semejantes a los del diente natural, esto le otorga características estéticas.

Bajo coeficiente de variación térmico lineal.^{12, 21}

Funciones del relleno:

Aumenta la resistencia a la compresión, al desgaste y a la abrasión.

Aumenta la dureza.

Disminuye el coeficiente de expansión térmica.

Inhibe la deformación de la matriz orgánica.

Agente de unión o interfase (silano) Es una fase orgánica que permite la unión entre la matriz polimérica y el material de relleno. De esta unión depende la transmisión de fuerzas entre los componentes de la resina. El más utilizado es el silano, que tiene dobles enlaces y silicio, el cual, al momento de la fabricación, reacciona con el oxígeno de la molécula inorgánica de relleno. Un doble enlace queda hacia fuera, lo que le permite la unión con la matriz. Todos los enlaces son covalentes.

Activadores o iniciadores La reacción de polimerización de los composites se realiza por adición, para lo que se necesita de un activador que actúe sobre el iniciador, el que provee radicales libres (molécula con electrón impar, altamente reactivo) que rompe el doble enlace Bis GMA.¹²

Puede ser de 2 tipos:

1) *Químico o de autopolimerización o autocurado:* Se usa una asociación de peróxido inestable (peróxido de benzoilo) como iniciador, con una amina terciaria como acelerador. Ambas pastas deben mantenerse separadas. Si la mezcla no se realiza adecuadamente, la polimerización queda incompleta. En la mezcla se suelen incorporar burbujas de aire durante el espátulado. Los composites de autocurado se deben almacenar a bajas temperaturas para evitar la polimerización y oxidación del peróxido de benzoilo, que es altamente inestable.

2) *Físico de fotopolimerización o fotocurado:* Es una sola sustancia, donde los fotones luminosos activan al iniciador. Antiguamente se usaba luz UV (300-380 nm), pero es muy dañina, hoy se utiliza luz blanca misma que pasa por un filtro en el interior de la lámpara que solo permite el paso de luz azul (460 nm), ya que esta tiene amplio efecto en la amina y produce menos daño. El fotoiniciador es una dicetona, la que se combina con una amina orgánica que inicia la reacción. Debe aplicarse incrementando porciones si el grosor de la masa a polimerizar es mayor a 2 milímetros.¹³

Para lograr el máximo desempeño de los materiales poliméricos debe considerarse la presencia de inhibidores de las reacciones de polimerización como son el oxígeno presente en el aire y los fenoles. Los radicales libres producidos en la polimerización se muestran más afines con el oxígeno del aire que con el monómero, por lo que queda en la superficie una capa

parcialmente polimerizada, llamada capa inhibida, la que es adhesiva y variable (pocos o varios micrómetros); debe eliminarse totalmente al pulir la obturación, porque produce cambio de color y mayor desgaste. Esta capa es muy útil en la técnica incremental, donde se agregan sucesivamente pequeñas porciones y se van polimerizando; la capa inhibida sirve de unión para el material agregado subsecuentemente.

Existen factores que producen empobrecimiento de las propiedades estéticas y que pueden reducir la vida útil de la restauración:

Grado de Polimerización Conversión

Es definido como el porcentaje aproximado del compuesto químico que logra la reacción completa entre los componentes químicos del sistema tras ser activado. El grado de polimerización depende de la cantidad de radicales libres y dobles enlaces. ^{4, 13,16}

Existen diversos factores que influyen en el grado de polimerización en las resinas de autocurado:

- La polimerización se realiza uniformemente sin importar el espesor, solo depende de cómo se mezcle.
- Depende de la proporción de la amina y peróxido y de la cantidad de inhibidor. Este último en exceso disminuye la polimerización.

Factores que influyen en el grado de polimerización en las resinas de fotocurado:

Penetración de la luz: la luz penetra 1 a 2 mm, lo que depende de la intensidad lumínica de la lámpara y del color de la resina.

Tiempo de exposición: distintas resinas tienen distintos tiempos. En general 20 segundos es un buen tiempo. Mayor tiempo mejora la proporción y profundidad de la polimerización, sobre todo cuando se trata de colores oscuros.

Distancia luz restauración: el extremo de la lámpara debe estar lo más cerca posible, a 1-3 mm del material, pero sin tocarlo (para que no se pegue).

Interposición de esmalte y/o dentina entre la luz y la resina: Esto disminuye la profundidad de polimerización.

Cantidad de inhibidor: si aumenta, se reduce el grado de polimerización.

Fotoiniciadores: regulan la cantidad de cadenas que se produzcan.

Técnica de polimerización usada: el espesor máximo debe ser de 1,5 a 2 mm.

El diámetro del extremo de la lámpara: debe ser de 13 mm, y lo mejor es mantener la lámpara fija.

Composición y características del material resinoso: los más claros polimerizan mejor que los oscuros.

Los factores que influyen en las resinas de fotocurado dependen de la habilidad del operador y las indicaciones de manejo del fabricante.

Ventajas de una presentación en una sola pasta (fotocurado):

- Dominio del tiempo de trabajo.
- Disminuye el tiempo de trabajo (la jeringa se lleva a la cavidad). Ambas cosas se deben a que el tiempo de trabajo es largo y el de polimerización corto.
- Reconstitución por capas. Siempre se pone el material adosado a la pared, por ejemplo, vestibular y se pone la luz por vestibular.
- Alternar colores.
- Combinación de materiales de densidades diferentes (para dentina o cemento).
- Retoques, sobre todo cuando no se ha eliminado la capa inhibida.
- En general, mejora las propiedades mecánicas y estéticas.

Ventajas de la fotopolimerización

- Material homogéneo.
- Ausencia de burbujas de aire.
- Buena proporción entre activador y resina de base.
- Mejores propiedades físico químicas.
- Economía de material a usar.
- Más amplia gama de colores.

Desventajas de la fotopolimerización

- Costo de la lámpara.
- Aumenta ligeramente la temperatura del diente.
- En el operador y el paciente produce problemas en la retina. Existen lentes y pantallas protectoras que permiten eliminar la percepción directa del rango de luz azul (color naranja).

Clasificación de las resinas compuestas

Las resinas compuestas se clasifican en función de su tamaño de relleno, el tamaño de la partícula, cantidad (proporción) de relleno inorgánico o carga. Estos factores ayudan a predecir el rendimiento clínico del material en relación a la opacidad, pulido y fuerzas que soporta. ^{4, 13, 16}

Composites de macropartículas o convencionales o tradicionales:

Presentan partículas de 30-40 μm , los de última generación de 10 μm . El relleno es cuarzo o sílice; contienen 75-80% o más de relleno; son más resistentes a la fractura y tienen mala resistencia a la abrasión y mala capacidad de pulido, quedan opacos y se tiñen fácilmente, sus usos convencionales son:

Restauraciones coronarias grandes: Clase II y Clase IV anteriores.

Composites de micropartículas o microrrelleno:

El relleno es sílice coloidal o pirogénico; también se llaman composites reforzados con sílice coloidal o sílice pirogénico. Esto se debe a la forma de obtención de la partícula. Las partículas son muy pequeñas, de 0,02-0,07 μm (las más usadas son de 0,04 μm). Los composites tienen una estructura nucleada (partícula de relleno); como el relleno es tan pequeño, deja gran volumen para la resina, por eso el núcleo Bis GMA viene prepolimerizado con las micropartículas y posteriormente es pulverizado; así se presentan pequeñas porciones de composite polimerizadas. El hecho de que la partícula sea pequeña permite la presencia de mayor cantidad de resina, lo que le otorga las siguientes características: ^{4, 13, 16}

Alta posibilidad de pulido, por tanto, muy estético.

No tiene capacidad suficiente para soportar fuerzas masticatorias.

Se usa preferentemente para sustituir esmalte, pero no donde haya que resistir fuerzas masticatorias.

Densidad: cantidad de micropartículas del composite. Se puede usar una capa densa y por fuera, una menos densa.

Composites híbridos (intermedios):

Presentan 2 tipos de relleno: Macropartículas optimizadas: de 1 a 1,5 μm .
Micropartículas de 0,04 μm .

Esto hace que tengan una elevada densidad de carga inorgánica. Tienen las buenas cualidades de los composites de macro y de micropartículas:

Propiedades físicas y mecánicas mejoradas.

Más resistencia al desgaste.

Menor pérdida superficial de relleno.

Usos: como sustituto de dentina y en restauraciones en el sector posterior.

Hay algunos con elevado porcentaje de relleno, de micro y macropartículas. Esto acorta la distancia entre las partículas, con lo que aumenta la resistencia a la fractura y se disminuye el índice de deformación. Estos composites se indican para lugares sometidos a alto estrés.^{4, 13,16}

Propiedades de los composites

Están determinadas por 3 elementos:

- Entramado de la fase orgánica
- Porcentaje y tipo de relleno
- Calidad de los enlaces

Propiedades Mecánicas

Las propiedades mecánicas de un material describen su comportamiento cuando están sujetas a fuerzas mecánicas externas.¹⁷

Para entender adecuadamente las propiedades mecánicas, es importante entender conceptos fundamentales de las fuerzas o cargas que pueden tener diversos efectos sobre los materiales. Las fuerzas o cargas se identifican siempre por su dirección intensidad y punto de aplicación¹⁷, y se pueden clasificar de acuerdo con su dirección²¹:

Fuerzas de tipo compresivo: la aplicación de la fuerza es en sentido horizontal o vertical en dirección convergente al centro del cuerpo. Como sucede en todas las cargas, el cuerpo sobre el cual se aplica la misma genera internamente una actividad cinética molecular que se opone a la carga experimentada.²¹ (Ver figura 2)

Estas fuerzas pueden provocar tres situaciones:

- La estructura logra equilibrar la carga aplicada (el cuerpo no se modifica en su forma).
- La carga aplicada produce una deformación elástica, transitoria sobre el cuerpo (si se retira la carga la estructura atómica logra recuperarse).
- La carga aplicada sobrepasa la fuerza estructural del cuerpo (se produce una deformación permanente).

Si la carga continúa incrementando se producirá la fractura del cuerpo en compresión. La magnitud de la carga aplicada se expresa en unidades de fuerza por unidades de superficie (P. ej.: N/mm^2).

Fuerzas de tipo traccional: la aplicación de la carga produce una elongación o estiramiento del cuerpo (deformación tensional). (Ver figura 2) Esta se expresa en cambio de longitud por unidad de longitud. (P. ej.: si un alambre es sometido a una carga tensional, y sufre una deformación o elongación de 0.02cm el cálculo de la deformación será: $Deformación = 0.02cm / 20cm = 0.01$).²¹

Fuerzas Tangenciales: se aplica la fuerza en dirección tangencial sobre la superficie del cuerpo.²¹ (Ver figura 2)

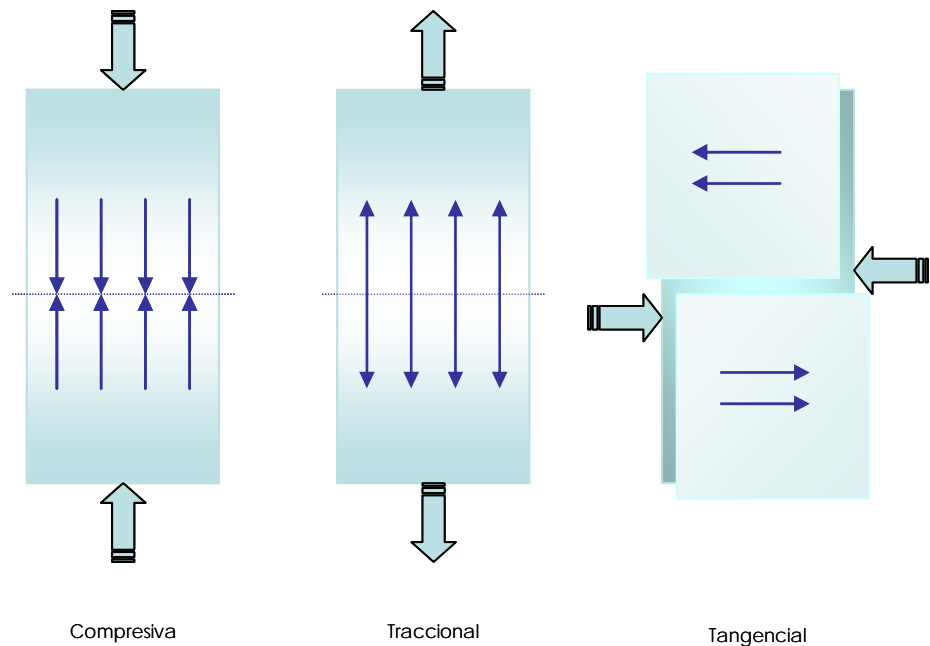


Figura 2. Tipos de fuerza o carga

La carga aplicada genera tensiones o deformación de tipo combinado en la estructura. Una carga compresiva aplicada sobre un cuerpo cilíndrico genera tensiones internas o deformaciones compresivas (C) y tensionales (T) simultáneamente. Esta situación sucede en el proceso de masticación, donde en cada uno de los dientes se generan deformaciones complejas y combinadas. (Como se observa en el Diagrama de Craig R.G.)²¹

Figura 3. Diagrama de fuerzas combinadas

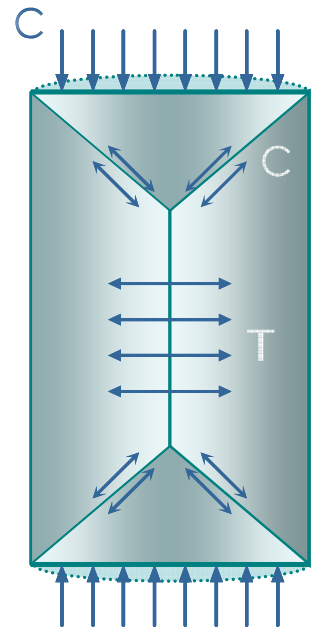


Figura 3. Diagrama de fuerzas combinadas

Resistencia a la compresión: carga compresiva máxima antes de la fractura.²¹

Resistencia a la flexión: (Conocida también como resistencia al dobléz) se define como la fuerza por unidad de área de un material sometido a carga de flexión.²¹

Resistencia a la tracción: (resistencia a la elongación), fuerza de tracción (en una muestra de una prueba de tensión) sobre el punto de fractura.²¹

Módulo elástico (Módulo de Young): rigidez relativa de un material; coeficiente de tensión elástica con respecto a la deformación elástica²¹, es la relación constante proporcional entre la tensión y la deformación. La deformación es inversamente proporcional al módulo de elasticidad.¹⁷

Dureza: Se define como la resistencia de un material a la penetración superficial.¹⁷ Condiciona el desgaste en la superficie del material, lo que es esencial en dientes posteriores y en grandes obturaciones anteriores.

Resistencia a la abrasión: es mala en los composites. La resina es blanda, más débil que el conjunto, por lo que es probable que se pierda y desgaste, quedando las partículas de relleno al descubierto, que posteriormente se desprenden, esto crea poros que pueden alojar placa bacteriana, pigmentos, etc., además ayuda a que siga el desgaste. El desgaste aumenta con el tamaño de la obturación, por lo que se contraindica en cavidades grandes. En los composites de macropartículas también hay mayor desgaste; un composite de fácil pulido hace que sea menor el desgaste.^{4, 13,16}

**Propiedades
Físicas**

Condicionan la estabilidad dimensional del material, en general están determinadas por la técnica utilizada para el manejo del material.

Absorción de agua: es la capacidad de un polímero de absorber dentro de sus espacios intermoleculares moléculas de agua después de su polimerización. Las resinas de microrelleno absorben entre 2 y 4 veces más agua que los convencionales, porque tienen más resina. Aquí los híbridos son los mejores, porque tienen un volumen de matriz orgánica menor.

Solubilidad: se refiere a la pérdida de masa del material compuesto, por el contacto con fluidos, en odontología se refiere a fluidos presentes en el medio bucal.

Expansión térmica: valor asignado a un cuerpo, de acuerdo con su cambio dimensional (expansión o contracción) ante un cambio de temperatura.

Contracción de polimerización: se produce en todos los composites (en todos los polímeros) porque disminuye la distancia interatómica. Cuando es muy elevada se producen fracturas en el material (enlace matriz orgánica e inorgánica) o en la unión diente-obturación, con lo que disminuye la resistencia del material.

En los composites híbridos la contracción es menor.

Para compensarla existen 2 métodos:

Polimerizar por capas.

Polimerizar extraoralmente y adherirla a la estructura dentaria con un cemento dual.^{4, 13, 16}

Propiedades Estéticas

Color: dado por la longitud de onda dominante, la presencia y concentración de pigmentos; los cuales afectan en la polimerización, debido a que una mayor concentración de pigmentos (p. ej.: colores como 3E y 4D de Chromascop[®]) genera la necesidad de incrementar el tiempo de fotocurado.

Translucidez: penetración, difusión y salida de la luz a través de un cuerpo.

Opacidad: los componentes del material pueden impedir el paso de la luz a través del compuesto.

Defectos estéticos:

Pigmentación: Tinción intrínseca del material que se presenta cuando quedan moléculas de amina sin reaccionar se oxidan y eventualmente se tiñen; esto se debe a fallas del operador, ya sea por falla en la mezcla (cementos duales), mala polimerización o mala proporción, deficiencias de pulido. Además influyen las condiciones físicas de la preparación.

Propiedades de radiopacidad

Permiten diferenciar el material de restauración del tejido dental y de las pérdidas de densidad radiográfica provocada por la caries.

Toxicidad

Los composites se consideran materiales tóxicos a la pulpa. La toxicidad puede ser:

Directa: relacionada con el material mismo, ya que la resina presenta un pH ácido, y presenta radicales libres. Para disminuir al mínimo este fenómeno se protege al tejido pulpar mediante una base protectora.

Indirecta: relacionada con defectos de la técnica: interfase diente - obturación.²¹

4. Perfiles Técnicos

ARTGLASS®
(Heraeus Kulzer,
Inc.)

Fue introducido en 1995 como un "polividrio". A diferencia de las resinas compuestas de polimerización bifuncional o en dos direcciones, Artglass presenta una estructura de polimerización tridimensional con uniones cruzadas. Contiene un 70% de su peso en material de relleno y el 30% restante lo ocupa la matriz orgánica. El relleno consiste en ácido silícico (que permite alta densidad y facilidad de modelado) vidrio de alúminosilicato de bario en forma esférica con un tamaño promedio de partícula de $0.7\mu\text{m}$ y también una cantidad moderada de sílice.⁹

Se le considera como un material único ya que la matriz de resina se considera una matriz de vidrio orgánico que contiene monómeros de metacrilato multifuncionales (Vitroid).^{3, 7, 9, 10} La compañía argumenta que el contenido de monómeros multifuncionales produce un polímero con un elevado grado de conversión y un elevado número de cadenas cruzadas cuando se polimeriza con una luz estroboscópica de alta intensidad (unidad de curado UNIXS®).^{3, 7, 9, 10}

Aplicaciones

Inlays, onlays, overlays y prótesis parciales fijas de tres unidades reforzados con fibra de vidrio Ribbond.

belleGlass HP
(Kerr Lab,
Sybron Dental
Specialties)

Es un sistema restaurador indirecto a base de resina de dimetacrilato de uretano y una resina de dimetacrilato de cadena abierta con un 74% de relleno de vidrio de borosilicato con un tamaño medio de partículas de 6μ . Polimerizado con luz visible del rango de los 460 nm, y una atmósfera de nitrógeno a 135°C con una presión de 80 psi., lo que garantiza un grado de conversión de 98.5%.^{6, 7, 10}

Aplicaciones

Inlays, onlays, overlays y prótesis parciales fijas de tres unidades reforzados con fibra de poliuretano Construct.

SR Adoro®
(Ivoclar Vivadent AG)

Es un composite de blindaje de microrelleno con un 65% de contenido de relleno inorgánico de vidrio de aluminio de bario, vidrio de silicato o cerámica de vidrio, dióxido de silicio, partículas radiopacas (trifluoruro de iterbio) y un

copolímero incluidos en una matriz orgánica de dimetacrilato alifático de baja viscosidad (UDMA), polimerizable con Luz visible y calor en un ciclo de 25 minutos a 104 grados centígrados. Este material ha sido diseñado para la elaboración de restauraciones con apoyo metálico y restauraciones libres de metal reforzadas con fibra Vectris.¹⁷

Aplicaciones Inlays, onlays, overlays y prótesis parciales fijas de tres unidades reforzados con fibra de vidrio Vectris.

Las características más importantes de los tres materiales se encuentran descritas en la siguiente tabla: (Toda la información contenida en estas tablas incluye datos generados por los fabricantes, y autores de libros y revistas especializadas.




Nombre	Fabricante y año introducción	Tipo de composite	Tipo de resina	Material de relleno y Cantidad (%)	Método de Polimerización	Tipo de Fabricación	Uso
	Heraeus Kulzer, inc 1995	Polividrio	Metacrilato multifuncional (Vitroid-Fórmula patentada)	Aproximadamente 70% en peso. Vidrio radiopaco fino molido conocido como Microvidrio (vidrio de aluminosilicato de bario con un tamaño promedio de partícula de 0.7µm y también una cantidad moderada de sílice. ⁹)	Luz y calor (luz estroboscópica de alta intensidad 20ms por 80ms sin luz (Heraflash®, UniXS® Dentacolor XS®). ^{3, 7, 9, 10, 21}	Indirecta	Inlays, onlays, overlays y prótesis parciales fijas de tres unidades reforzados con fibra de vidrio Ribbond.
	Kerr Lab, Sybron Dental Specialties 1996	Polímero-Cerámica	UDMA	Microhíbrido, 74% de relleno de vidrio de borosilicato con un tamaño medio de partículas de 6µ. ^{6, 7, 10}	Luz visible de 460nm, calor 135° C y presión (atmósfera de nitrógeno a 80 psi) Unidad de curado Belleglass HP Curing Unit	Indirecta	Inlays, onlays, overlays y prótesis parciales fijas de tres unidades reforzados con fibra de poliuretano Construct. ^{6, 7, 10}
	Ivoclar Vivaent, ag 2004	Composite	Dimetacrilato alifático de baja viscosidad (UDMA),	65% de contenido de microrelleno inorgánico de vidrio de aluminio de bario, vidrio de silicato o cerámica de vidrio, dióxido de silicio, partículas radiopacas (trifluoruro de iterbio) y un copolímero. ¹⁷	Luz visible y calor en un ciclo de 104° C en un ciclo de 25 minutos. Unidad de curado Lumamat 100 o Targis Power Upgrade	Indirecta	Inlays, onlays, overlays y prótesis parciales fijas de tres unidades reforzados con fibra de vidrio Vectris.

Tabla 1. Perfiles Técnicos

Los datos existentes en la literatura sobre las propiedades físicas del material son enumerados en la siguiente tabla: ^{18, 21, 21}

	Artglass	Belleglass	SR Adoro	ISO 10477
Carga inorgánica %	72%	74%	65%	-----
Resistencia Flexión (MPa)	120	150	130±10	≥ 50
Módulo Elástico	9000	9655	7000±500	-----
Dureza N/mm ² *	590*	-----	490 MPa	-----
Absorción de agua (µg.mm ³)	-----	-----	17±1	≤ 32
Solubilidad (µg.mm ³)	-----	-----	1±0.7	≤ 5

* No se obtuvieron datos del fabricante: -----

Tabla 2. Propiedades de Materiales de dentina

5. Definición del Problema

Las casas comerciales que se dedican a la producción de materiales diseñados para las diferentes áreas de la odontología, invierten grandes cantidades de recursos económicos para la investigación y el desarrollo de los mismos. Esto permite una competencia técnica, tecnológica y comercial que propicia la creación de diversas alternativas para solucionar problemas similares, ofreciendo al profesional dental una amplia gama de posibilidades.

Desafortunadamente las investigaciones realizadas por las casas comerciales para el desarrollo de los productos, no siempre son imparciales, por lo cual generan controversia al profesional dental, ya que cada casa comercial publica los resultados que mas le favorecen dentro de su literatura para la promoción del material.

Este tipo de información permite que el profesional de la odontología pruebe las diversas opciones y se decida por el uso recurrente de algún sistema restaurador, pero la selección tiende a ser generada por un criterio empírico a través de ensayo y error.

Planteamiento del problema

La información emitida sobre los materiales por las casas comerciales que los fabrican, ofrece panoramas parciales de los perfiles de cada material. Es decir, nos hablan sobre las bondades de su material, y su supremacía sobre los otros.

La comparación de las propiedades físicas y mecánicas entre los materiales que se analizarán en este estudio, puede generar datos útiles para la selección y aplicación clínica de los mismos, así como también arrojar datos distintos a los emitidos por los fabricantes.

6. Objetivos

Objetivo General

Analizar dos propiedades mecánicas; resistencia a la flexión (y módulo de flexión como prueba complementaria), y dos propiedades físicas; absorción de agua y solubilidad, de tres materiales restauradores a base de resina Tipo 3, según los parámetros establecidos en la norma ISO 10477:1992:

ARTGLASS® (Heraeus Kulzer, Inc.)

BELLE GLASS HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties)

SR ADORO® (Ivoclar Vivadent Ag).

Objetivos

Según los parámetros establecidos en la norma ISO 10477:1992:

Específicos

1. Utilizar material de dentina (color A1 Escala VITA) ARTGLASS® (HERAEUS KULZER, INC.), material de dentina (color A1 Escala VITA) BELLE GLASS HP® (KERR LAB, SYBRON DENTAL SPECIALTIES), y material de dentina (color 110 Escala Chromascop®) SR ADORO® (IVOCLAR VIVADENT AG) para realizar pruebas de:
 - Resistencia a la flexión
 - Modulo de flexión (como prueba complementaria)
 - Solubilidad
 - Absorción de agua
2. Elaborar cuadros comparativos entre los valores obtenidos por cada material en este estudio.
3. Elaborar cuadros comparativos entre los valores obtenidos por cada material en este estudio, respecto a los emitidos por los fabricantes de los materiales anteriormente mencionados.

7. Hipótesis

Al realizar una comparación de dos propiedades mecánicas (resistencia a la flexión, y módulo de flexión) y dos propiedades físicas (absorción de agua, y solubilidad) de tres materiales restauradores estéticos a base de resina, ARTGLASS® (HERAEUS KULZER, INC.), BELLE GLASS HP® (KERR LAB, SYBRON DENTAL SPECIALTIES) y SR ADORO® (IVOCLAR VIVADENT AG):

Hipótesis de trabajo

“Las propiedades de los materiales:

- mostrarán variaciones significativas entre ellos
- y diferirán de los valores emitidos con base en los estudios realizados por los fabricantes de cada material”

Planteamiento de la hipótesis estadística:

$$H_i: R \text{ Artglass} \neq R \text{ Belleglass} \neq R \text{ SR Adoro}$$

Hipótesis Nula

“Las propiedades de los materiales:

- no mostrarán variaciones significativas entre ellos
- y serán semejantes a los valores emitidos con base en los estudios realizados por los fabricantes de cada material”

Planteamiento de la hipótesis estadística:

$$H_0: R \text{ Artglass} = R \text{ Belleglass} = R \text{ SR Adoro}$$

7. Hipótesis

Al realizar una comparación de dos propiedades mecánicas (resistencia a la flexión, y módulo de flexión) y dos propiedades físicas (absorción de agua, y solubilidad) de tres materiales restauradores estéticos a base de resina, ARTGLASS® (HERAEUS KULZER, INC.), BELLE GLASS HP® (KERR LAB, SYBRON DENTAL SPECIALTIES) y SR ADORO® (IVOCLAR VIVADENT AG):

Hipótesis de trabajo

“Las propiedades de los materiales:

- mostrarán variaciones significativas entre ellos
- y diferirán de los valores emitidos con base en los estudios realizados por los fabricantes de cada material”

Planteamiento de la hipótesis estadística:

$$H_i: R \text{ Artglass} \neq R \text{ Belleglass} \neq R \text{ SR Adoro}$$

Hipótesis Nula

“Las propiedades de los materiales:

- no mostrarán variaciones significativas entre ellos
- y serán semejantes a los valores emitidos con base en los estudios realizados por los fabricantes de cada material”

Planteamiento de la hipótesis estadística:

$$H_0: R \text{ Artglass} = R \text{ Belleglass} = R \text{ SR Adoro}$$

8. Metodología

Tipo de Estudio

El modelo de estudio que se realizó es de tipo:
Transversal, observacional, y comparativo.

Transversal: ya que se midieron las características de uno o más grupos de unidades en un momento dado sin pretender evaluar la evolución de éstas.

Observacional: ya que solo se midió el fenómeno estudiado, por lo que no se modificará ninguno de los factores que intervengan en el proceso.

Comparativo: porque se estudiaron dos o más poblaciones con la finalidad de comparar variables para contrastar una o varias hipótesis centrales.

Población de Estudio

Para la realización de cada una de las pruebas se utilizaron especímenes fabricados con:

- Artglass® (Heraeus Kulzer, Inc.) material de dentina color A1 en la escala VITA.
- Belle Glass HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties) material de dentina color A1 en la escala VITA.
- SR Adoro® (Ivoclar Vivadent Ag) material de dentina 110/1A en la escala CHROMASCOP.

Tamaño de la muestra

Se utilizaron aproximadamente 15-18 gramos de cada material para la realización de las pruebas indicadas.

Se realizaron 13 especímenes de cada material para las pruebas de flexión (módulo de flexión y resistencia a la flexión) y 10 especímenes de cada uno de los materiales para las pruebas de absorción de agua y solubilidad.

**Criterios de
Inclusión:**

Especímenes realizados con material de dentina de Artglass® (Heraeus Kulzer, Inc.), Belle Glass HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties) y SR Adoro® (Ivoclar Vivadent Ag), con las características indicadas por la norma ISO 10477:1992 para la realización de cada una de las pruebas descritas para este estudio.

**Criterios de
Exclusión:**

Especímenes que no cubran las especificaciones de la norma.
Material en mal estado o contaminado.
Especímenes deteriorados por factores externos previos al estudio.
Material con fecha de caducidad próxima o caduco.

**Criterios de
Eliminación:**

Especímenes que no cumplan con los criterios de inclusión, o deteriorados por factores externos antes de la realización de las pruebas (fisuras, fracturas, deformaciones, y defectos superficiales).

9. Definición de Variables

Variables Independientes:

- Composición de los materiales.
- Cantidad de material de relleno.
- Proceso de curado del material según el fabricante.
- Color del material.

Variables Dependientes:

- Calidad de los especímenes.
- Resistencia a la flexión
- Modulo de flexión
- Solubilidad
- Absorción de agua

En condiciones indicadas por la norma ISO 10477:1992, de ARTGLASS® (HERAEUS KULZER, INC.), BELLE GLASS HP® (KERR LAB, SYBRON DENTAL SPECIALTIES) y SR ADORO® (IVOCLAR VIVADENT AG).

Definiciones conceptuales y operacionales:

Resistencia a la flexión: (Conocida también como resistencia al dobléz) es la fuerza por unidad de área de un material sometido a carga de flexión.²¹

Módulo de flexión (módulo elástico ó Módulo de Young): rigidez relativa de un material; coeficiente de tensión elástica con respecto a la deformación elástica ante el dobléz.²¹

Absorción de agua: es la capacidad de un polímero de absorber dentro de sus espacios intermoleculares moléculas de agua después de su polimerización.²³

Solubilidad: se refiere al volumen de masa que pierde el compuesto con respecto a su masa inicial después de estabilizar su peso (mediante estancia en un desecador) tras una prueba de absorción de agua.

Resina de dentina: Material para coronas y puentes basado en polímeros, pigmentado y ligeramente translúcido, con un color adecuado para imitar el color natural de la dentina.¹⁶

Resina Tipo 3: material foto activado (activado por luz y/o radiación ultravioleta).¹⁶

Definición de Variables

Tipo de Variable: *Cuantitativas, continuas (Resistencia a la flexión) y discretas (Módulo de flexión), escala de medición intervalo.*

Cuantitativa: Porque se puede medir, son valores numéricos.

Continua: Son variables con capacidad de tomar cualquier valor dentro de un intervalo de valores.

Escalas de Medición: Las escalas de medición serán no excluyentes y variables de acuerdo a las medidas empleadas para cada prueba como se describe a continuación:

- Resistencia a la flexión: Megapascuales(MPa) (>50MPa)
- Módulo de flexión: Megapascuales(MPa)
- Solubilidad: ($\mu\text{g} \cdot \text{mm}^3$)(<5 $\mu\text{g} \cdot \text{mm}^3$)
- Absorción de agua: ($\mu\text{g} \cdot \text{mm}^3$) (<32 $\mu\text{g} \cdot \text{mm}^3$)

10. Características de la Muestra

Para la realización de las pruebas fue necesaria la elaboración de especímenes conforme a las especificaciones de la norma ISO 10477:1992.

Especímenes para la prueba de resistencia a la flexión y Módulo de flexión:

Se realizaron 13 especímenes con forma de barra con una longitud de 25mm (± 2) x ancho de 2 mm (± 0.1) y espesor de 2 mm (± 0.1).

Especímenes para la prueba de absorción de agua y Solubilidad:

Se realizaron 10 especímenes con forma de disco de 15 (± 1) mm de diámetro y 0.5 (± 0.1) mm de espesor.

Se utilizaron los siguientes materiales

Artglass® (Heraeus Kulzer, Inc.) material de dentina color A1 en la escala VITA. Lote: 010113 Made in germany 2008-2

Belle Glass HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties) material de dentina color A1 en la escala VITA. Lote: 406385 Made in U.S.A. 2007-04

SR Adoro® (Ivoclar Vivadent Ag) material de dentina 110/1A en la escala CHROMASCOP. Lote: G03660 Made in Liechtenstein 2007-02

11. Material y Equipo

El material utilizado para la realización de este estudio fue:

- Artglass® (Heraeus Kulzer, Inc.)
4 jeringas de 4 g. de material de dentina color A1 en la escala VITA.
Lote: 010113 Made in germany 2008-2
- Belle Glass HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties)
4 jeringas de 5 g. de material de dentina color A1 en la escala VITA.
Lote: 406385 Made in U.S.A. 2007-04
- SR Adoro® (Ivoclar Vivadent Ag)
7 jeringas de 3 g. de material de dentina 110/1A en la escala CHROMASCOP. Lote: G03660 Made in Liechtenstein 2007-02
- 2 Espátulas para manipulación de composites de acero inoxidable y titanio.
- Guantes de vinil (Uniseal)
- Campos de trabajo para bracket (uniseal)
- Gafas filtro para luz azul (Dentsply)
- Aceite de silicón
- Pinceles desechables de un solo uso (ivoclar)
- Tiras de Mylar
- Etiquetas autoadheribles
- Frascos de cristal con capacidad de 70 ml
- Alambre de ortodoncia calibre 0.20
- Pinzas pico de pájaro
- Papel secante
- Silica gel (2 kg)
- Agua desionizada

El equipo utilizado para la realización de este estudio fue el descrito en la siguiente lista:

- Conformadores de muestras de acero inoxidable y vidrio, según la norma ISO 10477 para:
 - Pruebas de flexión
 - Pruebas de absorción de agua y solubilidad

- Lámpara Optilux 501 (SDS Kerr/Demetron) con programa continuo con promedio de 650mW
- Radiómetro de Curado (Demetron research Corp.)
- Radiómetro térmico (Demetron research Corp.)
- Unidad de curado UniXS (Heraeus Kulzer)
- Unidad de curado Belleglass HP (SDS Kerr)
- Tanque de nitrógeno
- Unidad de curado Targis Power Upgrade (Ivoclar Vivadent Ag)
- Micrómetro digital con precisión de 0.01mm (Fowler & NSK) Max Cal S.N. 255827
- Ambientador electrónico estandarizado $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$
- Desecador de cristal sellado hermético
- Balanza analítica Adventurer (Ohaus) N.S. 1281225271156p Item: AR 2140 Hecho en China
- Máquina Universal de Pruebas Mecánicas Instron 5567
- Computadora personal

12. Método

Para las pruebas de *resistencia a la flexión* y *módulo de flexión*, se realizaron trece especímenes de cada material, todas realizadas con un conformador partido, de acero inoxidable conforme a la norma ISO-10477; 1992, utilizando como medio de separación cinta de Mylar. En el caso de Belleglass y SR Adoro la polimerización inicial fue realizada utilizando una lámpara Optilux 501 de Demetron con una intensidad de luz promedio de aproximadamente 650 mW y una emisión de calor menor a 50 mW, y posteriormente fueron procesadas en sus respectivas unidades de curado (Belleglass HP Curing Unit, y Targis Power Upgrade) siguiendo los parámetros y ciclos indicados por cada fabricante.

Para Artglass, las muestras se realizaron aplicando un curado inicial colocando dentro de la unidad de curado UniXS el conformador saturado con el material durante un ciclo de 90 segundos, después se retiró el material del conformador y la muestra fue invertida para un curado de 180 segundos por el lado contrario al inicial.

Las muestras procesadas fueron conservadas en un ambientador en agua desionizada a una temperatura de 37 ± 1 grados C° durante 24 horas. Las muestras una vez secas fueron medidas con un micrómetro digital (Vernier Digital Fowler & NSK Max Cal S.N. 255827) cumpliendo con el requisito de precisión establecido en la norma 10477 de 0.01mm.

A cada una de las muestras se le aplicó carga en una Máquina Universal de Pruebas Mecánicas Instron 5567, a una velocidad de carga de (1 ± 0.3) mm/min hasta la rotura de la muestra, con una distancia de separación de 20mm entre los dos puntos de apoyo de la muestra y aplicando la carga en el punto medio entre dichos puntos. Los datos obtenidos por la máquina Instron fueron recopilados y ordenados para su análisis siguiendo los parámetros establecidos por la norma (ISO-10477; 1992).

Para las pruebas de absorción y solubilidad, se realizaron diez especímenes de cada material, todas realizadas con un conformador partido, de acero inoxidable conforme a la norma ISO-10477; 1992, utilizando como medio de separación cinta de Mylar. En el caso de Belleglass y SR Adoro la polimerización inicial fue realizada utilizando una lámpara Optilux 501 de Demetron con una intensidad de luz promedio de aproximadamente 650 mW/cm² y una emisión de calor menor a 50 mW, aplicando la luz con una punta de 8mm en 7 puntos del conformador, y posteriormente fueron procesadas en sus respectivas unidades de curado (Belleglass HP Curing Unit, y Targis Power Upgrade) siguiendo los parámetros y ciclos indicados por cada fabricante. Para Artglass, las muestras se realizaron aplicando un curado inicial colocando dentro de la unidad de curado UniXS el conformador, conteniendo el material durante un ciclo de 90 segundos, después se retiró el material del conformador y se invirtió la muestra para un curado de 180 segundos.

Al término de los correspondientes procesos de curado para cada material, cada muestra fue esmerilada con óxido de aluminio suspendido en agua y aplicado sobre un paño, hasta obtener una superficie brillante en ambos caras de la muestra. Las muestras una vez pulidas fueron medidas individualmente verificando que contasen con un espesor de 1 ± 0.20 mm. Se midió el diámetro y el espesor de cada muestra en cuatro puntos periféricos de la muestra de ensayo con una exactitud de ± 0.01 mm. Se calculó el volumen, (V) (con la fórmula $V = \pi \times r^2 \times h$) en milímetros cúbicos, a partir del diámetro (r) y el promedio de las 4 mediciones del espesor (h). Las muestras una vez pulidas fueron colocadas en un desecador a $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

Cada una de las muestras fue pesada cada 24 horas con una balanza analítica con un precisión de ± 0.2 mg. Realizando la misma medición hasta obtener valores de pérdida de masa menores a 0.2mg en 24 horas y se obtuvo el valor de masa 1 (m_1).

Las muestras desecadas se sumergieron en agua desionizada y se conservaron durante siete días en un volumen aproximado de 20ml de agua a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ en un ambientador en frascos de cristal codificados por material, las muestras numeradas del uno al diez conforme al orden de elaboración, se colocaron en grupos de 5 en cada frasco suspendidas individualmente en un armazón de alambre ortodóntico calibre 0.25.

Después de 7 días se extrajeron individualmente del agua con pinzas de acero inoxidable con puntas de trabajo plastificadas y fueron lavadas con agua desionizada y se secaron individualmente con papel secante, cada muestra fue agitada durante 15 segundos. Las muestras una vez secas fueron pesadas 1 minuto después de haber sido retiradas del agua, obteniendo en esta forma la masa 2 (m_2). Concluido el pesaje las muestras de ensayo nuevamente fueron acondicionadas en el desecador hasta obtener masa constante y hasta que la pérdida de masa fuese menor a 0.2mg en 7 días al utilizar el ciclo arriba descrito para obtener el valor de masa 3 (m_3).

13. Cálculo de Valores

Pruebas de Flexión:

Se obtuvieron los valores de 11 especímenes de cada material utilizados en las pruebas.

El cálculo de resistencia a la flexión se realizó expresando el resultado en megapascales aplicando la siguiente ecuación:

$$\sigma_B = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde:

F es la carga mínima aplicada en newtons;

l es la anchura de la placa de apoyo, en milímetros es decir 20mm;

b es la anchura de la muestra de ensayo en milímetros;

h es la altura de la muestra de ensayo en milímetros.

Estos cálculos fueron realizados durante la carga de las muestras por el equipo instron.

Utilizando los valores de la resistencia a la flexión, se calcula el módulo de flexión, E , expresado en megapascales, aplicando la siguiente ecuación:

$$E = \frac{13 \times F_1}{4fbh^3}$$

F_1 es la carga en newtons, en un punto conveniente de la parte recta del trazo;

f es la deflexión de la muestra de ensayo, en milímetros, correspondiente a la carga F_1 ;

l es la anchura de la placa de apoyo, en milímetros es decir 20mm;

b es la anchura de la muestra de ensayo en milímetros;

h es la altura de la muestra de ensayo en milímetros.

Estos cálculos fueron realizados durante la carga de las muestras con el equipo Instron, mediante el software de la computadora que controla el equipo.

Prueba de absorción de agua:

Se calcularon los valores de absorción de agua, en microgramos por milímetro cúbico, para cada una de las cinco muestras redondeando al 0.1 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ más cercano, mediante la ecuación:

$$\text{Absorción de agua} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Si al menos cuatro de los valores no sobrepasan los 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ el material para coronas y puentes basado en polímeros satisface el requisito. Si menos de tres de los valores no sobrepasan los 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, se repite todo el ensayo. Sólo si todos los valores no sobrepasan los 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ en el segundo ensayo, el material cumple con el requisito.

Prueba de solubilidad:

Se calcularon los valores de solubilidad en microgramos por milímetro cúbico para cada una de las cinco muestras redondeando al 0.1 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ más cercano, mediante la ecuación:

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

Si al menos cuatro de los valores no sobrepasan los 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ el material para coronas y puentes basado en polímeros satisface el requisito. Si menos de tres de los valores no sobrepasan los 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, se repite todo el ensayo. Solo si todos los valores no sobrepasan los 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ en el segundo ensayo, el material cumple con el requisito.

Interpretación de los resultados

Resistencia a la flexión: Para interpretar los valores obtenidos conforme a la norma, sobre los datos de resistencia a la flexión, si al menos cuatro de los resultados obtenidos no son inferiores a 50 MPa, el material satisface los requisitos. Si son menos de tres los resultados que no son inferiores a 50 MPa el material no satisface los requisitos. Si cuatro o cinco muestras o cuando ha sido necesario hacer un segundo ensayo, ocho de diez muestras no han sido inferiores a 50Mpa, se desechan los resultados fallidos y se calcula la resistencia

a la flexión media, σ_B , de las muestras con resultados satisfactorios, hasta tres cifras significativas.

Se calculó el módulo de flexión en megapascales de cada una de las muestras con resultados positivos y se determinó el valor medio, \bar{E} , hasta tres cifras significativas; utilizando este valor promedio, se calculó N en MPa usando la siguiente ecuación:

$$N = (\bar{E} \times 0.0025) + 40 \text{ Mpa}$$

El material cumple con los requisitos si $\sigma_B > N$

Estos cálculos fueron realizados sobre una base de datos de *Microsoft Excel*[®] alimentada con las fórmulas.

Se analizaron los resultados obtenidos con pruebas de Anova y Tukey el análisis fue realizado utilizando el software estadístico Sigma Stat[®] 3.1.

Absorción de agua: Si al menos cuatro de los valores no sobrepasan los 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ el material para coronas y puentes basado en polímeros satisface el requisito. Si menos de tres de los valores no sobrepasan los 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, se repite todo el ensayo. Sólo si todos los valores no sobrepasan los 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ en el segundo ensayo, el material cumple con el requisito.

Solubilidad: Si al menos cuatro de los valores no sobrepasan los 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ el material para coronas y puentes basado en polímeros satisface el requisito. Si menos de tres de los valores no sobrepasan los 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, se repite todo el ensayo. Solo si todos los valores no sobrepasan los 5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ en el segundo ensayo, el material cumple con el requisito.

Estos cálculos fueron realizados sobre una base de datos de *Microsoft Excel*[®] alimentada con las fórmulas.

Se analizaron los resultados obtenidos con pruebas de Anova y Tukey el análisis fue realizado utilizando el software estadístico Sigma Stat[®] 3.1.

14. Resultados

Los resultados fueron evaluados conforme a los siguientes datos:

PRUEBAS DE FLEXIÓN

ARTGLASS®

(Heraeus kulzer, inc.)

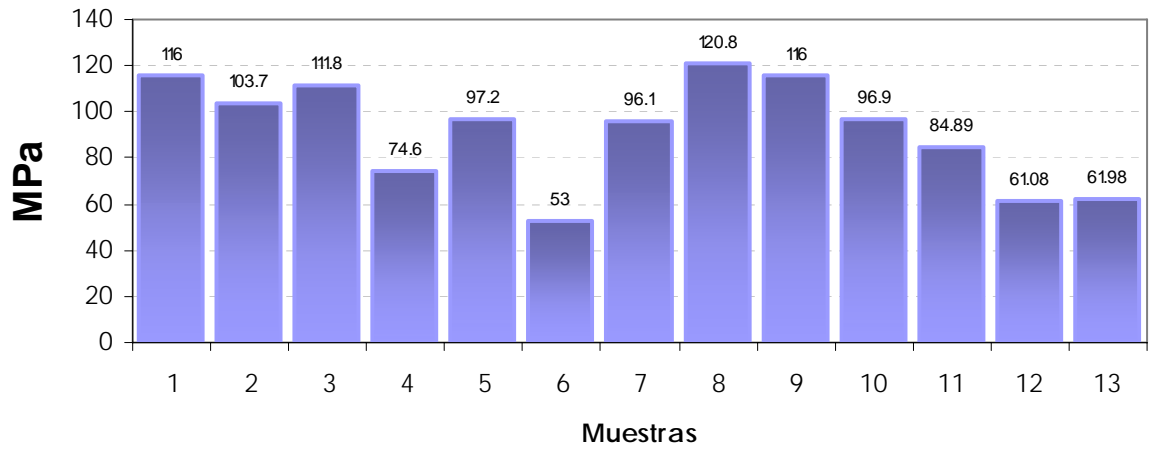
En la siguiente tabla se observan las dimensiones de cada espécimen, los valores individuales y el promedio obtenidos por cada muestra de este grupo en las pruebas de Resistencia a la flexión (R.F.) y Módulo de flexión (M.F.).

Tabla 3. Medidas, valores individuales y promedio Art Glass

ART GLASS				
010113 MADE IN GERMANY 2008-2				
24/08/2005 11:34 a.m.				
Muestra No.	Altura mm.	Base mm.	R.F MPa.	M.F. MPa
1	1.89	2.07	116	8283
2	1.84	2.07	103.7	9312
3	1.91	2.08	111.8	8992
4	1.84	2.05	74.6	8175
5	1.89	2.08	97.2	8703
6	1.91	2.05	53	11020
7	1.85	2.01	96.1	9428
8	1.93	2.08	120.8	8828
9	1.89	2.07	116	8305
10	1.9	2.07	96.9	9741
11	1.94	2.09	84.89	8338
12	1.93	2.09	61.08	8144
13	2.05	2.09	61.98	6423
Promedio			91.85	8745.5384

A continuación se presentan los gráficos que describen el comportamiento de las muestras tanto en resistencia a la flexión (R.F.), como en módulo de flexión (M.F.).

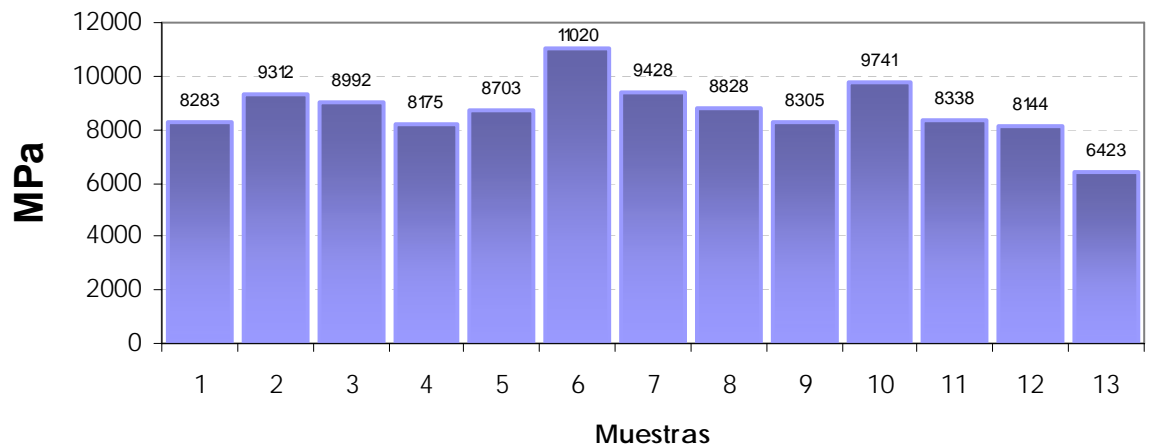
Art Glass R.F.



Gráfica 1. R.F. Comportamiento de las muestras Art Glass

En la prueba de resistencia a la flexión, el grupo de Art glass tuvo una media de 91.850 MPa. Con una desviación estándar de 22.930

Art Glass M.F.



Gráfica 2. M.F. Comportamiento de las muestras Art Glass

En la prueba de Módulo de flexión, el grupo de Art glass tuvo una media de 8745.538 MPa. Con una desviación estándar de 1067.542.

belleGlass™ HP

(Kerr Lab, Sybron
Dental Specialties)

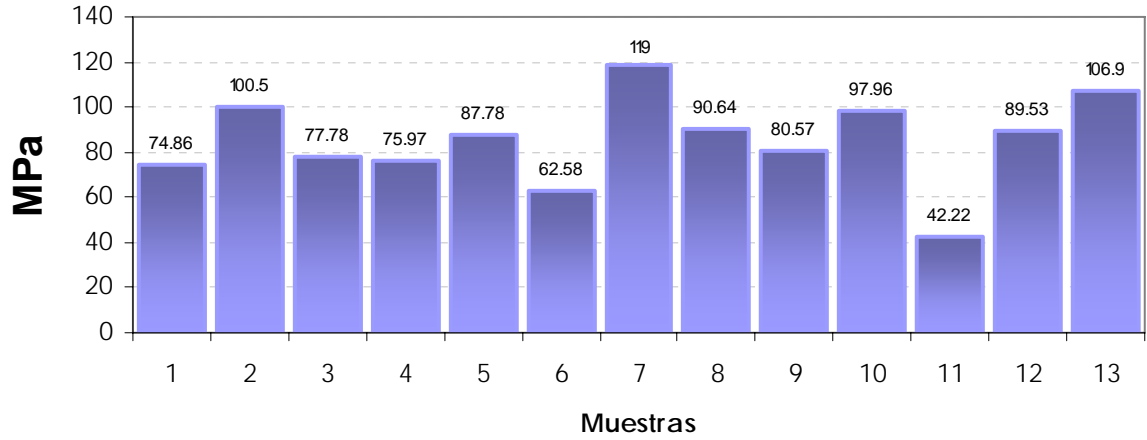
En la siguiente tabla se observan las dimensiones de cada espécimen, los valores individuales y el promedio obtenidos por cada muestra de este grupo en las pruebas de Resistencia a la flexión (R.F.) y Módulo de flexión (M.F.).

Tabla 4. Medidas, valores individuales y promedio BelleGlass

Belle Glass				
406385 Made in U.S.A. 2007-04				
06/07/2005 12:25				
Muestra No.	Altura mm.	Base mm.	R.F MPa.	M.F. MPa
1	1.97	2.08	74.86	8490
2	1.87	2.08	100.5	10060
3	1.93	2.08	77.78	10050
4	2.09	2.18	75.97	10960
5	2.03	2.08	87.78	7130
6	1.98	2.1	62.58	10140
7	1.98	2.1	119	9475
8	1.9	2.09	90.64	8887
9	2.03	2.1	80.57	6330
10	2.1	2.12	97.96	6314
11	2.03	2.1	42.22	10530
12	2	2.09	89.53	7942
13	2	2.18	106.9	8038
Promedio			85.0992	8795.8461

A continuación se presentan los gráficos que describen el comportamiento de las muestras tanto en resistencia a la flexión (R.F.), como en módulo de flexión (M.F.).

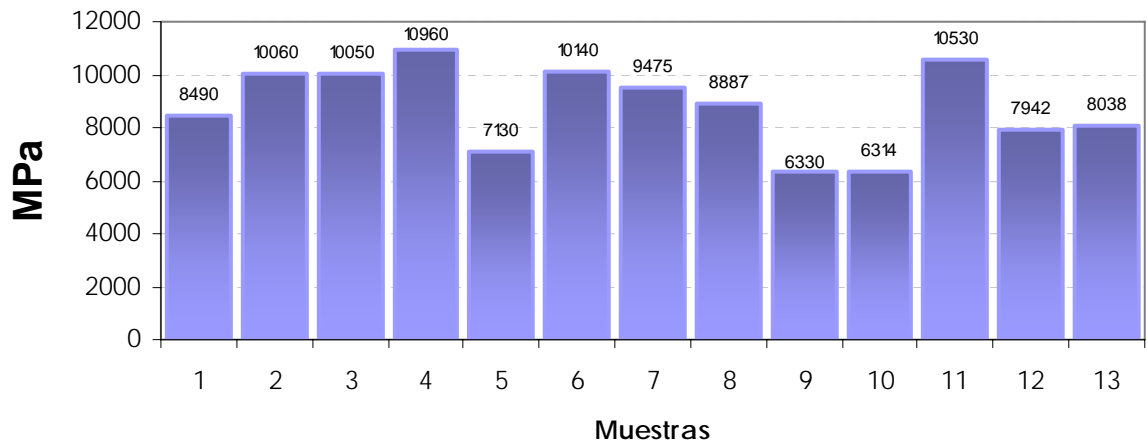
BelleGlass R.F.



Gráfica 3. R.F. Comportamiento de las muestras BelleGlass

En la prueba de resistencia a la flexión, el grupo de BelleGlass tuvo una media de 85.099 MPa. Con una desviación estándar de 19.775.

BelleGlass M.F.



Gráfica 4. M.F. Comportamiento de las muestras BelleGlass

En la prueba de Módulo de flexión, el grupo de BelleGlass tuvo una media de 8795.846 MPa. Con una desviación estándar de 1569.237.

SR Adoro®

(Ivoclar Vivadent Ag)

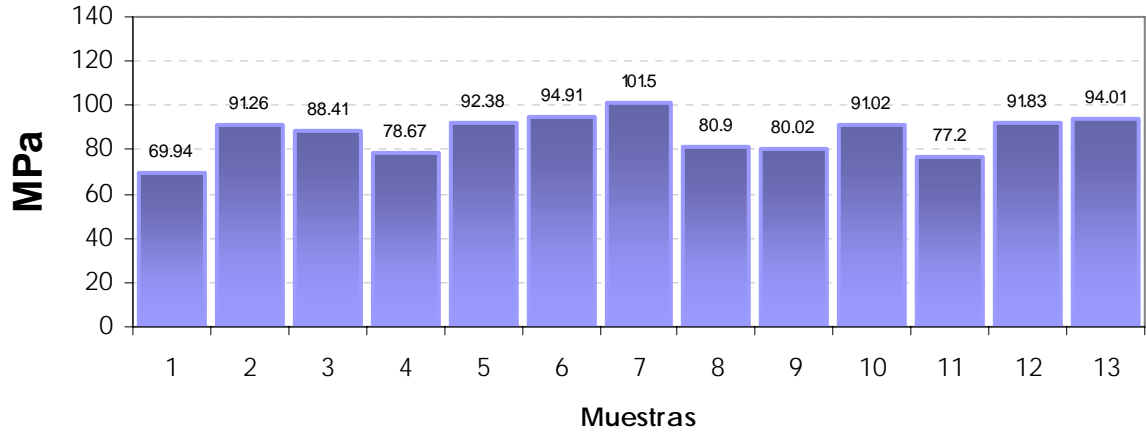
Tabla 5. Medidas, valores individuales y promedio SR Adoro

En la siguiente tabla se observan las dimensiones de cada espécimen, los valores individuales y el promedio obtenidos por cada muestra de este grupo en las pruebas de Resistencia a la flexión (R.F.) y Módulo de flexión (M.F.).

SR Adoro				
G03660 Made in Liechtenstein 2007-02				
07/07/2005 11:37				
Muestra No.	Altura mm.	Base mm.	R.F. MPa.	M.F. Mpa
1	1.96	2.05	69.94	4307
2	1.94	2.07	91.26	5082
3	2.01	2.09	88.41	5025
4	1.98	2.11	78.67	4858
5	1.91	2.07	92.38	5151
6	1.91	2.09	94.91	6187
7	1.91	2.09	101.5	6011
8	1.91	2.09	80.9	6516
9	1.99	2.09	80.02	5617
10	1.96	2.12	91.02	5772
11	2.03	2.13	77.2	5190
12	1.98	2.13	91.83	5935
13	1.95	2.1	94.01	6000
Media			87.0807	5511.6153

A continuación se presentan los gráficos que describen el comportamiento de las muestras tanto en resistencia a la flexión (R.F.), como en módulo de flexión (M.F.).

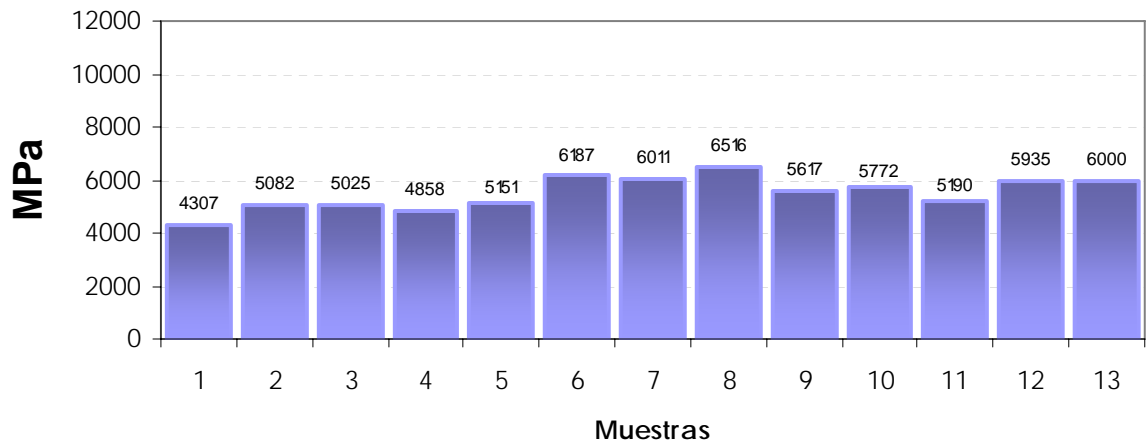
SR Adoro R.F.



Gráfica 5. R.F. Comportamiento de las muestras SR Adoro

En la prueba de resistencia a la flexión, el grupo de SR Adoro tuvo una media de 87.081 MPa. Con una desviación estándar de 8.911.

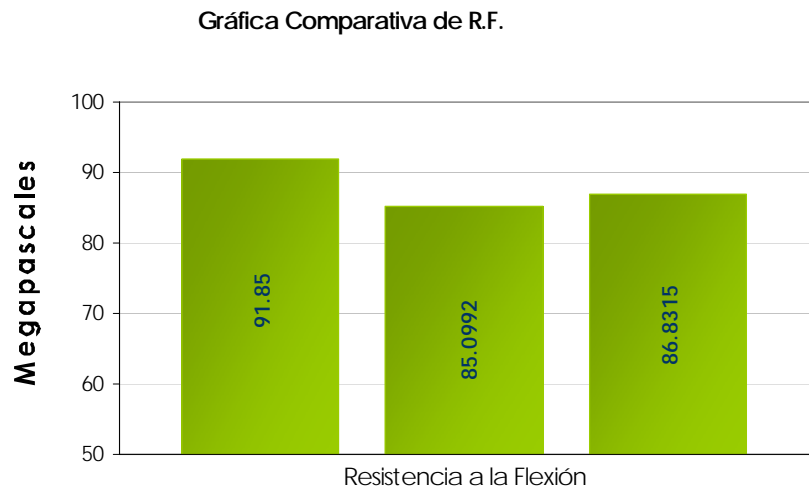
SR Adoro M.F.



Gráfica 6. M.F. Comportamiento de las muestras SR Adoro

En la prueba de Módulo de flexión, el grupo de Belleglass tuvo una media de 5511.615. Con una desviación estándar de 628.766.

Gráficas comparativas de las Medias de Resistencia a la Flexión y Módulo de Flexión



Promedio R.F. Art Glass	91.85
Promedio R.F. BelleGlass	85.0992
Promedio R.F. SR Adoro	86.8315

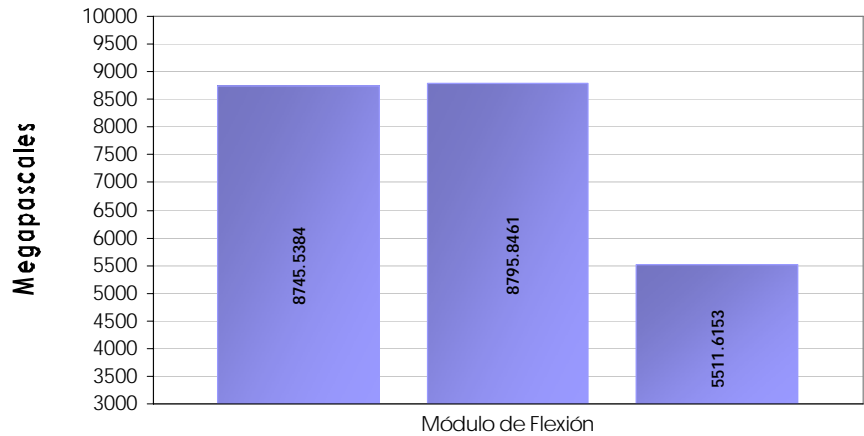
Gráfica 7. R.F. Comparativo entre resultados del estudio

En la prueba de Resistencia a la flexión, al realizar la comparación entre los grupos observamos que la media de Art glass corresponde al valor mas alto (91.85) y su desviación estándar fue de 22.930.

Entre los valores de media de los tres grupos en esta prueba **no se presentan diferencias estadísticamente significativas.**

De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio los tres materiales cumplen el requerimiento de Resistencia a la Flexión >50 MPa establecido en la norma ISO 10477.

Gráfica Comparativa de M.F.



Promedio M.F. Art Glass	8745.5385
Promedio M.F. BelleGlass	8795.8462
Promedio M.F. SR Adoro	5511.6154

Gráfica 8. M.F. Comparativo entre resultados del estudio

En la prueba de Módulo de flexión, al realizar la comparación entre los grupos observamos que la media de Belleglass corresponde al valor mas alto con 8824.727 y su desviación estándar fue de 1367.39812.

Entre los valores de media de los tres grupos

Al realizar la comparación entre los tres grupos entre sí mediante la prueba de Tukey, con un valor de $P=0.05$, se encontró que existe diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de Belleglass y SR Adoro, así como también entre los grupos de Artglass y SR Adoro. Entre Belleglass y Artglass no se encontró diferencia estadísticamente significativa.

PRUEBAS DE ABSORCIÓN DE AGUA Y SOLUBILIDAD

Absorción de Agua

ARTGLASS®
(Heraeus kulzer, inc.)

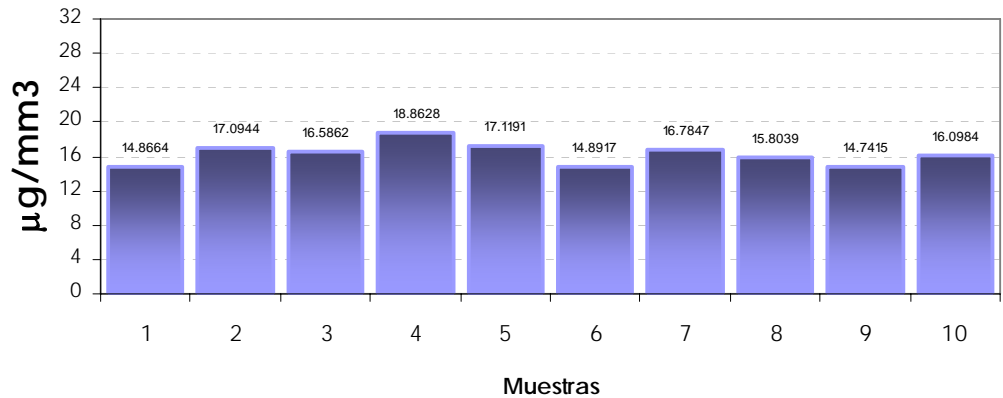
En la siguiente tabla se observan los valores individuales y promedio obtenidos por cada muestra de este grupo en las pruebas de absorción de agua y solubilidad.

ART GLASS								
010113 MADE IN GERMANY 2008-2								
02/09/2005 11:00								
Muestra No.	Volumen mm ³	M1 g	M2 g	M3 g	Absorción g	Conversión (x1000,000)= µg	Solubilidad g	Conversión (x1000,000)= µg
1	208.524	0.393	0.3972	0.3941	0.000014866	14.866415664	-0.000005275	-5.275179752
2	169.646	0.3105	0.3141	0.3112	0.000017094	17.094379839	-0.000004126	-4.126229616
3	204.989	0.3758	0.3802	0.3768	0.000016586	16.586223483	-0.000004878	-4.878301024
4	196.154	0.3464	0.3514	0.3477	0.000018863	18.862763961	-0.000006627	-6.627457608
5	210.291	0.3967	0.4012	0.3976	0.000017119	17.119147124	-0.000004280	-4.279786781
6	201.455	0.3773	0.3821	0.3791	0.000014892	14.891655759	-0.000008935	-8.934993455
7	208.524	0.3774	0.3821	0.3786	0.000016785	16.784662846	-0.000005755	-5.754741547
8	196.154	0.3627	0.3672	0.3641	0.000015804	15.803937373	-0.000007137	-7.137262039
9	210.291	0.3916	0.3963	0.3932	0.000014741	14.741487801	-0.000007609	-7.608509833
10	204.989	0.3802	0.385	0.3817	0.000016098	16.098393380	-0.000007317	-7.317451537
Promedio					0.000016285		-0.000006194	
Conversión (x1000,000) = µg						16.284906723		-6.193991319

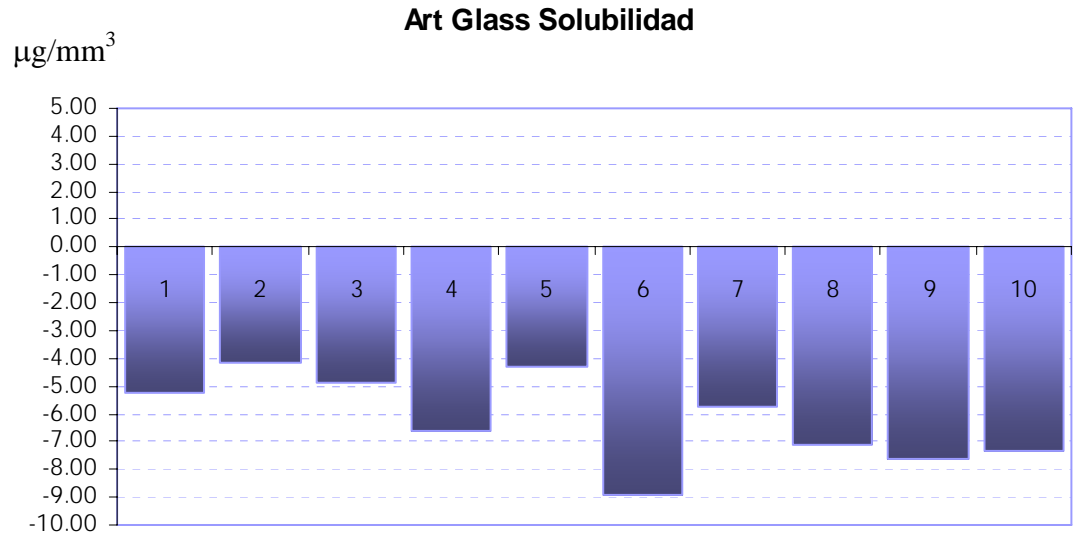
Tabla 5. Medidas y valores individuales absorción y solubilidad

Art Glass Absorción

Gráfica 9.
Absorción de agua Artglass



En la prueba de absorción de agua el grupo de Art glass presentó una media estadística de $16.3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con una desviación estándar de 1.29.



Gráfica 10. Solubilidad Artglass

En la prueba de solubilidad el grupo de Art glass presentó una media estadística de -6.19 con una desviación estándar de 1.58.

belleGlass™ HP

(Kerr Lab, Sybron
Dental Specialties)

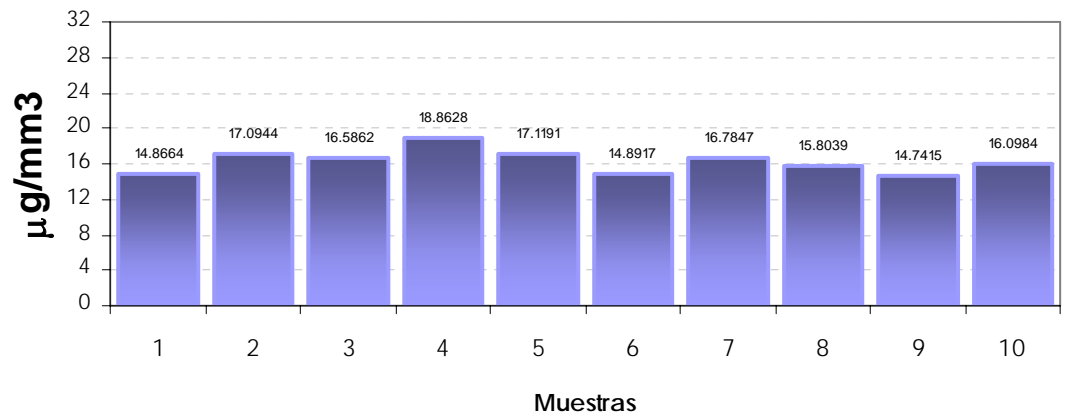
En la siguiente tabla se observan los valores individuales y promedio obtenidos por cada muestra de este grupo en las pruebas de absorción de agua y solubilidad.

Belle Glass								
406385 Made in U.S.A. 2007-04								
Fecha 29/08/2005 Hora: 14:02								
Muestra	Volumen	M1	M2	M3	Absorción	Conversión	Solubilidad	Conversión
No.	mm ³	g	g	g	g	(x1000,000)= μg	g	(x1000,000)= μg
1	196.154	0.3542	0.3591	0.3555	0.000018353	18.352959529	-0.000006627	-6.627457608
2	208.524	0.3665	0.372	0.3678	0.000020142	20.141595416	-0.000006234	-6.234303343
3	187.318	0.3447	0.3495	0.3457	0.000020286	20.286368788	-0.000005339	-5.338518102
4	201.455	0.3724	0.3772	0.3736	0.000017870	17.869986910	-0.000005957	-5.956662303
5	210.291	0.382	0.3871	0.3832	0.000018546	18.545742718	-0.000005706	-5.706382375
6	192.619	0.3594	0.3643	0.3607	0.000018690	18.689711080	-0.000006749	-6.749062335
7	192.619	0.34	0.3443	0.3412	0.000016094	16.093917875	-0.000006230	-6.229903693
8	210.291	0.3894	0.3946	0.3908	0.000018070	18.070210853	-0.000006657	-6.657446104
9	208.524	0.3844	0.3894	0.3858	0.000017264	17.264224642	-0.000006714	-6.713865139
10	210.291	0.3776	0.3823	0.3788	0.000016644	16.643615260	-0.000005706	-5.706382375
Promedio					0.000018196		-0.000006192	
Conversión (x1000,000) = μg						18.195833307		-6.191998338

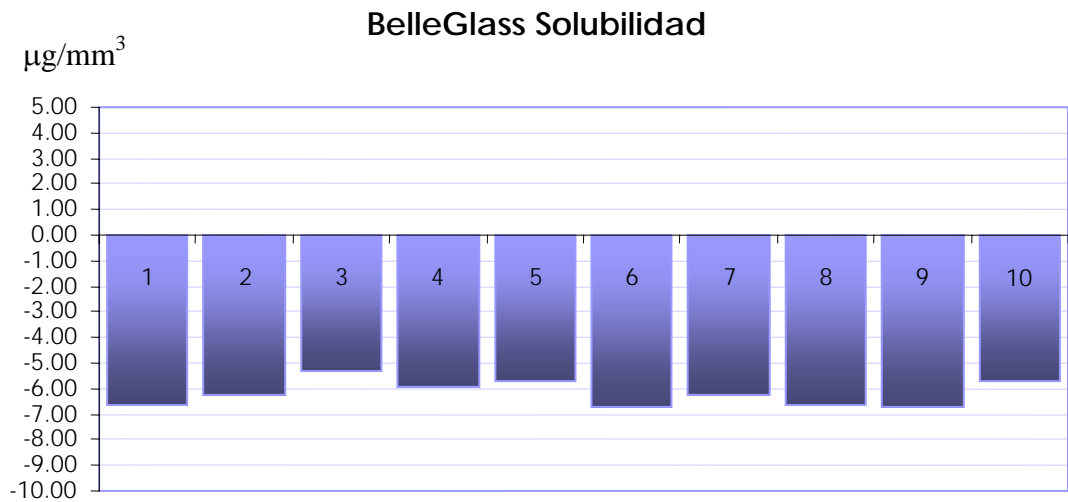
Tabla 6. Medidas y valores individuales absorción y solubilidad

BelleGlass Absorción

Gráfica 11.
Absorción de
agua
Belle glass



En la prueba de absorción de agua el grupo de Belle glass presentó una media estadística de 18.2 con una desviación estándar de 1.35.



Gráfica 12. Solubilidad Belle glass

En la prueba de solubilidad el grupo de Belle glass presentó una media estadística de -6.19 con una desviación estándar de 0. 5.

SR Adoro®
(Ivoclar Vivadent ag)

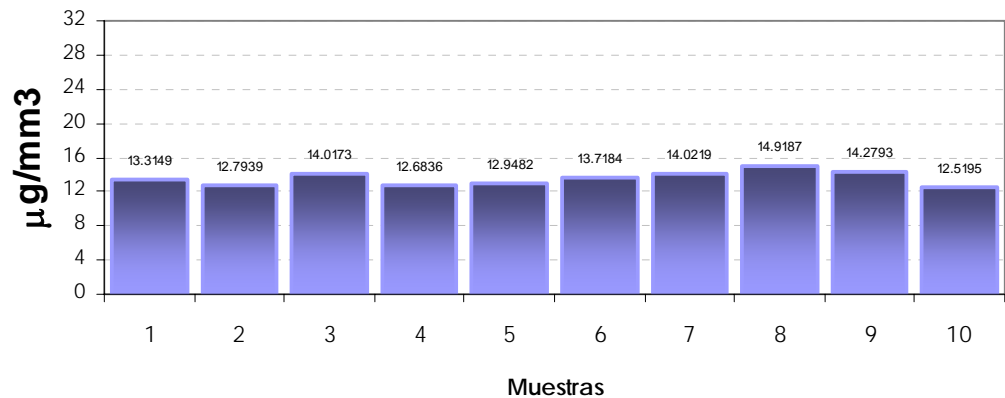
En la siguiente tabla se observan los valores individuales y promedio obtenidos por cada muestra de este grupo en las pruebas de absorción de agua y solubilidad.

SR Adoro								
G03660 Made in Liechtenstein 2007-02								
Fecha: 01/09/2005 Hora:13:17								
Muestra No.	Volumen mm ³	M1 g	M2 g	M3 g	Absorción g	Conversión (x1000,000)= µg	Solubilidad g	Conversión (x1000,000)= µg
1	210.291	0.3255	0.3287	0.3259	0.000013315	13.314892208	-0.000001902	-1.902127458
2	203.222	0.3116	0.3146	0.312	0.000012794	12.793874686	-0.000001968	-1.968288413
3	192.619	0.2963	0.2994	0.2967	0.000014017	14.017283310	-0.000002077	-2.076634564
4	204.989	0.3062	0.3091	0.3065	0.000012684	12.683582663	-0.000001463	-1.463490307
5	208.524	0.3191	0.3223	0.3196	0.000012948	12.948168482	-0.000002398	-2.397808978
6	174.948	0.2571	0.2593	0.2569	0.000013718	13.718373790	-0.000001143	-1.143197816
7	199.688	0.3133	0.3166	0.3138	0.000014022	14.021877635	-0.000002504	-2.503906720
8	194.387	0.3097	0.3126	0.3097	0.000014919	14.918731496	0.000000000	0.000000000
9	189.085	0.2964	0.2992	0.2965	0.000014279	14.279288606	-0.000000529	-0.528862541
10	199.688	0.3038	0.3065	0.304	0.000012520	12.519533602	-0.000001002	-1.001562688
Promedio					0.000013522		-0.000001270	
Conversión (x1000,000) = µg						13.521560648		-1.269948386

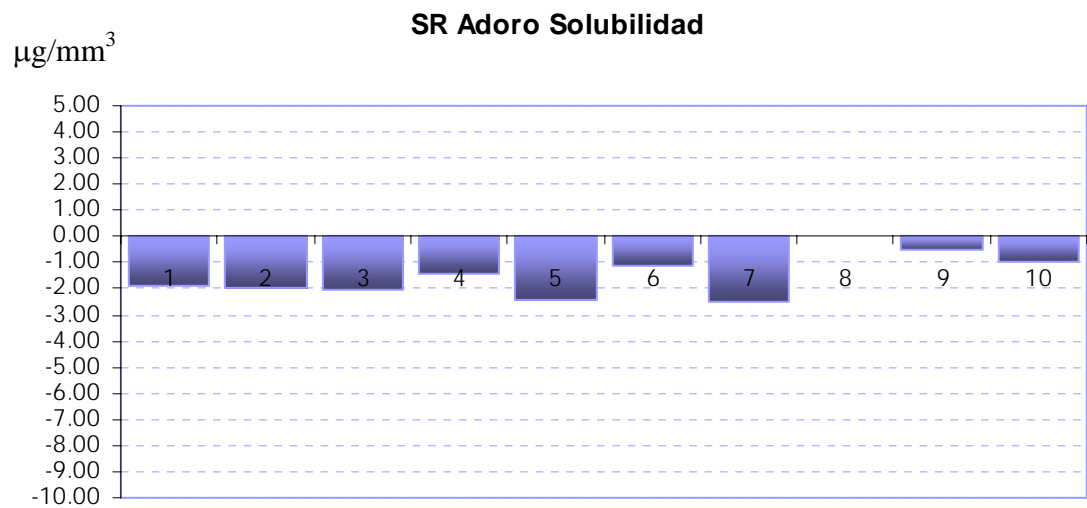
Tabla 7. Medidas y valores individuales absorción y solubilidad

SR Adoro Absorción

Gráfica 13.
Absorción de agua
SR Adoro



En la prueba de absorción de agua el grupo de SR Adoro presentó una media estadística de 13.5 con una desviación estándar de 0.793.



Gráfica 14. Solubilidad SR Adoro

En la prueba de solubilidad el grupo de SR Adoro presentó una media estadística de -1.27 con una desviación estándar de 1.18.

Los valores de media de las prueba de absorción se ilustran en la siguiente gráfica (los valores de absorción y solubilidad obtenidos durante el estudio se encuentran en las tablas de absorción y solubilidad de cada material contenidas en el apéndice).

Material	Absorción μg/mm ³	Solubilidad μg/mm ³
ArtGlass	16.2849	-6.1939
BelleGlass	18.1958	-6.1919
SR Adoro	13.5215	-1.2699

Tabla 8. Promedios de los tres grupos absorción y solubilidad

En la prueba de absorción se observó al realizar la conversión de los valores obtenidos al multiplicarlos por un millón se observa lo siguiente:

Artglass: presentó una absorción correspondiente a 16.28 μg/mm³

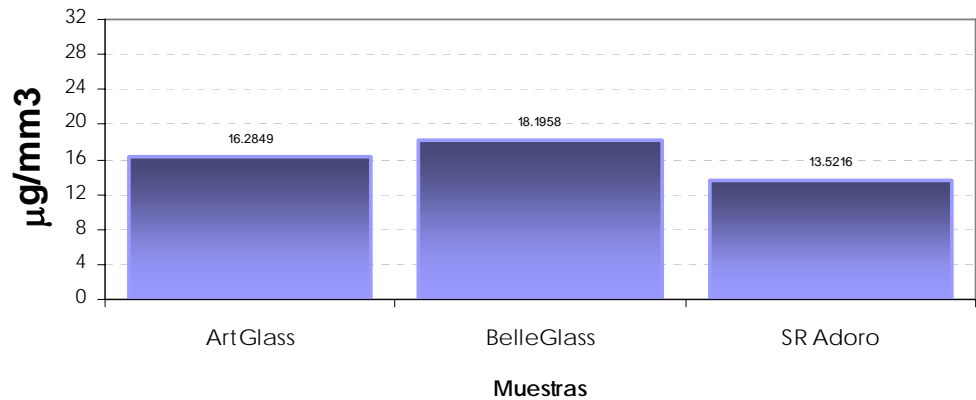
Belleglass: presentó una absorción correspondiente a 18.19 μg/mm³

SR Adoro: presentó una absorción correspondiente a 13.52 μg/mm³

Siendo el valor más elevado el de Belleglass.

Los tres materiales cumplen el requerimiento de absorción de agua obteniendo valores $\leq 32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ conforme a la norma ISO 10477.

Comparativo Absorción

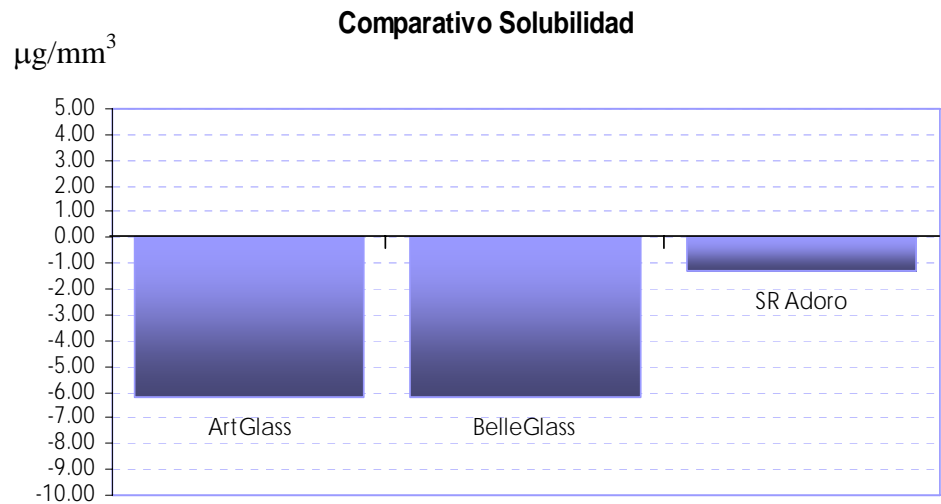


Gráfica 15. Comparativa absorción de agua de los tres grupos

Se realizó un análisis de variación de una vía para con un valor de $P < 0.05$ y se encontraron diferencias entre los valores de media y se realizó una prueba de Tukey que arrojó diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos conforme a los siguientes datos:

- Belleglass v.s. SR Adoro
- Belleglass v.s. Artglass
- Artgalss v.s. SR Adoro

Los valores de media de las pruebas solubilidad se ilustran en la siguiente gráfica (los valores de absorción y solubilidad obtenidos durante el estudio se encuentran en las tablas de absorción y solubilidad de cada material contenidas en el apéndice).



Gráfica 16. Comparativa solubilidad de los tres grupos

En la prueba de solubilidad se observó lo siguiente:

SR Adoro: presentó una solubilidad correspondiente a $-1.26 \mu\text{g}/\text{mm}^3$

Obteniendo Artglass y Belleglass valores de $-6.19 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

La existencia de valores negativos en la prueba de solubilidad nos indica que el comportamiento de la muestras en este estudio fue de gran resistencia a la solubilidad, ya que los materiales no mostraron pérdida de masa, sino por el contrario lograron un incremento en dicho valor.

Se realizó un análisis de variación de una vía para con un valor de $P < 0.05$ y se encontraron diferencias entre los valores de media y se realizó una prueba de Tukey que arrojó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos conforme a los siguientes datos:

Se presentaron diferencias estadísticamente significativas entre:

Artglass v.s. SR Adoro

Belleglass v.s. SR Adoro

No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre:

Belleglass v.s. Artglass

Los tres materiales cumplen el requerimiento de solubilidad obteniendo valores $\leq 5\mu\text{g}/\text{mm}^3$ conforme a la norma ISO 10477.

Conforme a los objetivos específicos planteados para este estudio la siguiente tabla comparativa nos expresa en resumen los datos obtenidos en este estudio y los datos emitidos por los fabricantes respecto a las características de flexión de los materiales en cuestión:

Material	Promedio RF MPa	RF Fabricante MPa	Promedio MF MPa	MF Fabricante MPa
ArtGlass	91.85	120	8745.5385	9000
BelleGlass	85.0992	150	8795.8462	9655
SR Adoro	86.8315	130	5511.6154	7000

Tabla 9. Comparativo de valores de flexión estudio-fabricante

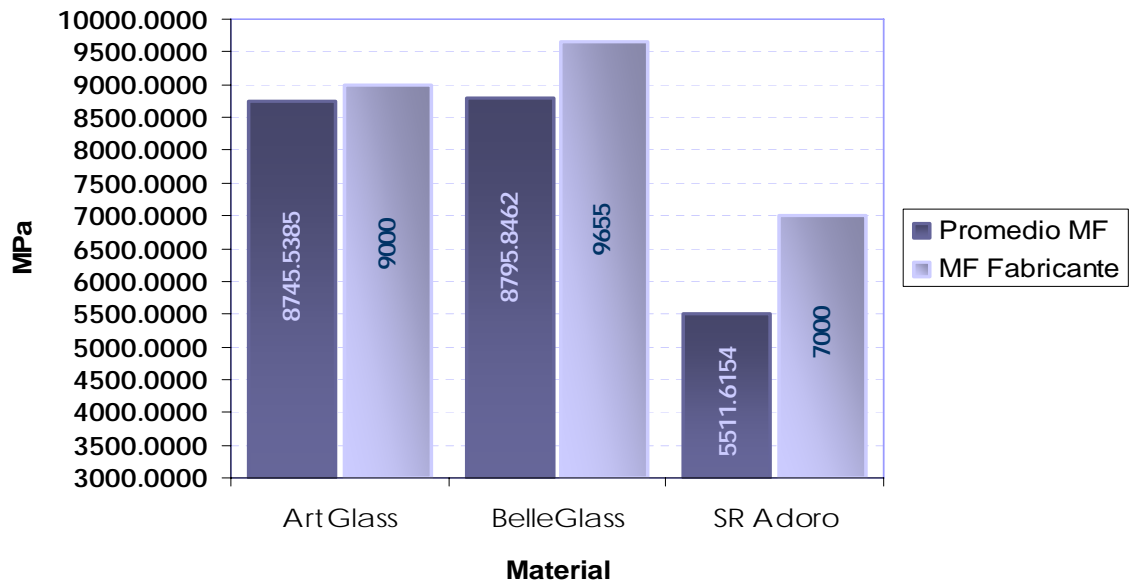
En este estudio observamos que los datos emitidos por los fabricantes de los materiales no correspondían con precisión a los que se pueden obtener al realizar un estudio aplicando la norma ISO 10477 de forma puntual. Como se observa en las siguientes gráficas comparativas:

Resistencia a la Flexión



Gráfica 17. Comparativa de resistencia a la flexión Estudio – Fabricante.

Módulo de Flexión



Gráfica 18. Comparativa de módulo de flexión Estudio – Fabricante.

15. Discusión

El propósito de este trabajo fue analizar dos propiedades mecánicas (resistencia a la flexión y módulo de flexión), y dos propiedades físicas (absorción de agua y solubilidad), de tres materiales restauradores a base de resina Tipo 3: Artglass® (Heraeus Kulzer, Inc.), Belle Glass HP® (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties) y SR Adoro® (Ivoclar Vivadent Ag), comparar los resultados obtenidos por cada material con lo especificado por la norma ISO 10477, comparar entre sí los resultados obtenidos en las pruebas por cada material, y comparar los resultados obtenidos con los datos emitidos por los fabricantes respecto a las características de estos tres materiales de restauración protésica indirecta a base de resina.

De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio los tres materiales cumplen con los requerimientos establecidos en la norma ISO 10477 en las pruebas de: Resistencia a la Flexión >50 MPa, absorción de agua <32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, y solubilidad <5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Phillips define como material compuesto a *"la unión de 2 o más materiales diferentes con propiedades superiores o intermedias respecto a las de los constituyentes individuales"*.¹² Por lo que las diferencias existentes entre las características individuales de los componentes del material, genera una inherente complementación de las cualidades de los elementos al encontrarse estos en conjunto, lo cual permite que la presencia de diferentes proporciones de estos componentes y las posibilidades de composiciones diversas entre los distintos materiales que se estudiaron en este trabajo, ofrezca propiedades que los hacen opciones particularmente útiles clínicamente en casos específicos que vayan acorde con sus características y comportamientos mecánico y físico.

Suzuki ²⁶ menciona que una de las características más importantes de las resinas dentales, y de mayor repercusión en sus propiedades físicas y mecánicas, es el tipo de material de relleno que presenta y la forma en que este se integra al compuesto. Es necesario recordar que las resinas compuestas

se integran por la unión de diversos tipos de partículas que forman un conglomerado unido por enlaces atómicos de tipo covalente, debido a la acción del silano, que permite unir a la matriz polimérica con las partículas de relleno, tanto del copolímero como del relleno inorgánico.

Estos factores producen comportamientos que pueden resultar predecibles. Según O'Brien⁴, es posible predecir la resistencia de los materiales al conocer sus componentes, lo cual solo se logra si los fabricantes emiten la información íntegra de la composición y algunos datos técnicos respecto al material y su proceso de fabricación. Para este estudio en particular solo se logró obtener la información completa de SR Adoro. Las características que fueron enlistadas en la tabla 2 (página 29) se obtuvieron de la literatura existente hasta el momento, misma que es una recopilación de resultados de algunos estudios y de los datos publicitarios emitidos por los fabricantes (sin contar con información amplia por parte de Artglass y Belleglass) (ver pág 29).

Hopfauf¹⁷ concluye después de la comparación de los estudios realizados a diversos materiales para restauración protésica indirecta (entre los cuales menciona a Belleglass y SR Adoro), que los materiales con mayor contenido de matriz inorgánica de relleno cuentan con valores de propiedades mecánicas (resistencia a la flexión, módulo de flexión y dureza) más elevados que los sistemas con menor cantidad de relleno inorgánico. En este estudio se aprecia un comportamiento que se aproxima a lo establecido por Hopfauf, siendo que en la prueba de resistencia a la flexión Artglass obtuvo el valor más alto entre los tres materiales presentando un alto contenido de material de relleno inorgánico que según la literatura es de 70% en peso, seguido de Belleglass que obtuvo el segundo valor y cuenta con 74% de relleno inorgánico, y al final se encontró SR Adoro que presenta un 65% de material de relleno; en cambio en la prueba de módulo de flexión el valor más alto lo obtuvo Belleglass, seguido por Artglass, con valores muy cercanos entre sí y por último SR Adoro.

Zappini ¹⁶ menciona que el Módulo de elasticidad o módulo de Young, representa la rigidez del material en el rango elástico, y es la relación proporcional constante entre la fuerza y la deformación, dicho de otro modo *la deformación es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre un cuerpo*, y el valor del módulo de flexión (módulo de Young) corresponde a la representación de una relación inversa que existe entre el módulo de flexión y la deformación. Para los materiales que se estudiaron en este trabajo esta aseveración resulta de gran utilidad para su entendimiento. La fuerza aplicada a las muestras de los tres materiales durante las pruebas de flexión fue la misma (establecida por la norma ISO 10477), y se observó que el material con mayor carga de relleno inorgánico (Belleglass) tuvo una menor capacidad de deformarse elásticamente y mayor resistencia a la fractura una vez deformado que los materiales con proporciones de relleno menor. En las pruebas de flexión, Artglass presentó una resistencia a la flexión más elevada que Belleglass y SR Adoro, esto se puede explicar conociendo la composición de Artglass, (ver tabla 1) que según los fabricantes y la literatura existente corresponde a *una matriz de vidrio orgánico y a un relleno de vidrios inorgánicos*⁷, lo cual le confiere propiedades de mayor rigidez, e implica un menor rango de deformación elástica, y a la vez mayor fragilidad.

Entre Belleglass y SR Adoro la diferencia en la resistencia a la flexión fue mínima. Por otro lado Belleglass presentó el valor más elevado de Módulo de Flexión, lo cual indica una mayor resistencia a la deformación, es decir soporta más carga una vez deformado antes de fracturarse, en tanto Artglass presentó un módulo de flexión muy cercano al de Belleglass, mientras que SR Adoro obtuvo el valor mas bajo en esta prueba mismo que difiere con respecto al valor mencionado en la literatura publicitaria.

Zappini ¹⁶ menciona que *“los materiales con valores de módulo de flexión bajos tienden a ser flexibles o suaves”*, en la literatura referente a SR Adoro mencionan esta característica como una ventaja clínica en la rehabilitación de implantes. También menciona Zappini¹⁶, que los valores que se pueden obtener en el laboratorio pueden ser los máximos siempre y cuando

los materiales sean procesados en condiciones óptimas, como se pretendió para la realización de este estudio.

Hopfauf ¹⁷ hace referencia a la tesis de Chaabane del 2003, donde entre los materiales comparados se encuentran Belleglass, Targis y SR Adoro, que en la prueba de resistencia a la flexión obtuvieron 175, 160 y 110 MPa., y en la prueba de modulo de flexión obtuvieron valores aproximados de 13500, 12000, y 6500 MPa respectivamente, estos valores difieren de los valores obtenidos en este estudio por un amplio margen.

Touati ²⁷ menciona que la resistencia mostrada en las pruebas de laboratorio, no puede ser igual a la desarrollada clínicamente, debido a que las restauraciones se realizan combinando capas colocadas gradualmente y en diferentes direcciones lo cual modifica la forma de la distribución de las cargas, independientemente de la capacidad de cada uno de los tipos de material incluidos dentro de la gama de componentes de los sistemas estudiados, (p. ej.: el material pesado de dentina, en el caso de Belleglass, cuenta con un tipo de relleno de partícula fina, mientras que el de dentina opaca y translúcida cuentan con un tipo de relleno microhíbrido, y el material de esmalte tiene carga de microrelleno) estas características modifican la posibilidad de predicción del comportamiento clínico de los materiales, sin embargo el conocimiento general de las propiedades del material pueden acercarnos al comportamiento clínico que tendrá, esto a su vez requiere del conocimiento de las características geométricas de las preparaciones a restaurar y las condiciones del medio bucal, además de las características del sistema de adhesión empleado para la cementación de las restauraciones.

Clínicamente los materiales de resina compuesta son afectados por la absorción de agua y procesos de solubilidad, con el paso del tiempo estos fenómenos pueden debilitar al material.¹⁷ Un fenómeno que ha sido descrito es el de plastificación de la matriz polimérica, lo cual puede aumentar la dureza de la misma sin embargo otros procesos pueden ocurrir paralelamente y generar el efecto opuesto. Se ha asociado la absorción de agua con la disminución de la dureza superficial y la resistencia al desgaste¹⁷.

Entre las partículas que mas comúnmente se degradan se encuentran las de monómeros residuales, es por ello que el grado de polimerización implica una relación inversa con este fenómeno es decir, a mayor grado de conversión menor presencia de monómeros residuales, por lo que se podría esperar un mejor comportamiento del sistema Belle glass, conforme al grado de conversión reportado por el fabricante de 98.5% ²³, sin embargo este fue el material que en el presente estudio contó con el valor medio mas elevado de absorción de agua.

Ferracane ²⁰ menciona, que la ruptura de la interfase matriz-relleno puede ser provocada por la hidrolización del silano ocasionada por la exposición del material con el medio bucal, lo cual reduce la resistencia del mismo. Sin embargo el módulo elástico no sufre decrementos substanciales, y llega a presentar solo minima fluctuación a lo largo del tiempo de vida de la restauración. Además, esta disolución de la adhesión química del silano con el material de relleno, provoca que las partículas afectadas del relleno sean desprendidas de la superficie de la restauración, y por ende se genera una reducción en la masa total de la restauración⁷. Esta pérdida de partículas de superficie propicia clínicamente la acumulación de placa dentobacteriana, la pigmentación de la restauración y el deterioro consecuente de la misma, es por ello que el pulido debe ser óptimo para reducir estos efectos.

El desprendimiento superficial de las partículas de relleno interviene en los fenómenos de absorción de agua por el contacto de sectores de la matriz orgánica⁸, en este estudio el material que presentó el valor de media más elevado de Absorción de agua fue Belleglass, que no implica gran absorción o incremento de volumen, mientras que el valor más bajo correspondió a SR Adoro, este hecho se explica por el proceso de adición de un copolímero, lo que dificulta la absorción de agua en los espacios intermoleculares del material. Por otro lado en la prueba de solubilidad se presentó valores muy similares entre Artglass y Belleglass, y el valor mas bajo nuevamente le correspondió a SR Adoro.

La diferencia existente entre los datos generados por los fabricantes y los datos obtenidos en este estudio puede radicar en factores tales como: diferencia entre la antigüedad de los equipos de polimerización empleados por los fabricantes para la evaluación de sus productos y el equipo existente en las instalaciones de la Facultad de Odontología, características del

almacenamiento de los productos en las bodegas de distribución donde pasan el tiempo posterior a la fabricación y previo al uso en el laboratorio dental.

Para poder determinar el impacto clínico de las propiedades físicas y mecánicas de este tipo de materiales y su desempeño real como material protésico, se requiere de estudios longitudinales de restauraciones realizadas con cada uno de los tres materiales estudiados en este trabajo, sustentados a su vez por los datos generados en pruebas in vitro.

Debido a la posibilidad de variaciones entre cada lote de material, y las variantes que fueron enumeradas anteriormente, futuros estudios donde se aplique la norma ISO 10477 para analizar estos materiales u otros similares, pueden arrojar datos que difieran con este estudio y con los estudios previos.

16. Conclusiones

Los datos generados conforme a la metodología aplicada en este estudio dan lugar a las siguientes conclusiones:

- La hipótesis de trabajo fue confirmada:
 - “Las propiedades de los materiales:
 - mostrarán variaciones significativas entre ellos
 - y diferirán de los valores emitidos con base en los estudios realizados por los fabricantes de cada material”
- Los tres materiales estudiados cumplieron con los requisitos de la norma ISO 10477.
- En la prueba de Resistencia a la Flexión el mayor resultado obtenido fue el de Artglass, en tanto Belleglass y SR Adoro no mostraron diferencias significativas.
- En la prueba de absorción de agua el material que obtuvo el menor valor fue SR Adoro.
- En la prueba de solubilidad ninguno de los tres materiales mostró pérdida de volumen, el comportamiento que reportaron fue solo tendencia a la absorción de agua, y el material que presentó la menor variación en su masa fue SR Adoro.
- En la prueba complementaria de Módulo de Flexión el valor más elevado fue el de Belleglass HP.

Glosario

Absorción de agua: Capacidad de un compuesto de integrar agua a su masa al permitir el alojamiento de partículas de la misma en sus espacios intermoleculares.

Agente de cobertura: El agente de cobertura (silano) es el material responsable por la unión de las partículas de carga a la matriz resinosa, además de ofrecer al compuesto estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase resina/carga.

Art- Glass: Cerómero de la compañía alemana Heraeus Kulzer.

BelleGlass HP: Cerómero de la compañía norteamericana SDS Kerr (las letras HP se refieren a la aplicación de calor=Heat y presión=Pressure)

Fase inorgánica: fase de vidrio en una resina compuesta.

Fase orgánica: Fase de monómeros y polímeros de una resina compuesta.

Cerómero: Término que se refiere a los compuestos poliméricos de una resina compuesta.

Densidad: Relación entre la masa de un cuerpo y su volumen (M/Vol).

Estroboscópico: dispositivo óptico que posee una luz que alterna con periodos de encendido y apagado.

Inonización: Eliminar las cargas iónicas de un compuesto (comúnmente referido como desionizar, p. ej. Agua desionizada, que es un término incorrecto, el término adecuado sería Inonizada.)

Límite proporcional: En una gráfica fuerza-deformación, corresponde al último punto de la trayectoria recta. Máxima fuerza soportada sin sufrir deformación permanente conservando la proporcionalidad entre la fuerza y la deformación que se venía observando.

Material para coronas y puentes basado en polímeros: Composición de polvos y líquidos o pastas que pueden contener monómero y relleno polimérico y/o inorgánico. El material de coronas y puentes, para ser adecuado para el uso propuesto como facetados permanentes o coronas anteriores, se polimeriza por la acción del calor, por activación química o por fotoactivación.

Megapascal: Unidad de medida utilizada comunmente para medir presión y tensión y equivale a un millón de pascales o un millón de Newtons por milímetro cuadrado. Un megapascal equivale a 10 bar o aproximadamente 145.038 libras por pulgada cuadrada (lbf/in² o psi) o 20 885.5 libras (10.443 U.S. tons) por pie cuadrado.

Newton: La fuerza de un Newton acelerará la masa de un kilogramo a razón de un metro por segundo, por segundo. En el sistema métrico decimal un newton equivale aproximadamente a 0.101 972 kilogramos de fuerza (kgf). El Newton fué nombrado así por Isaac Newton (1642-1727), el físico, matemático y filósofo naturalista inglés. El fué la primera persona en entender claramente la relación entre fuerza (F), masa (m), y aceleración (a) expresada por la formula $F = ma$.

Módulo elástico: Indicativo de rigidez. Se calcula dividiendo el valor del límite proporcional entre el valor de la correspondiente deformación.

Polividrio: Sinónimo de cerómero(ver cerómero).

Primera generación técnica indirecta: Corresponde cronológicamente a la quinta generación de resinas compuestas.

Propiedades físicas: Aquellas propiedades inherentes a la estructura del cuerpo.

Propiedades mecánicas: Corresponden al comportamiento de un cuerpo o estructura ante fuerzas externas que tratan de modificarlo o deformarlo.

Resiliencia: capacidad de una estructura de absorber energía ante un impacto y recuperarse a su forma original.

Segunda generación técnica indirecta: corresponde a la VII generación de las resinas compuestas.

Sorción: La porción de agua de un material representa la cantidad de agua adsorbida en la superficie y absorbida dentro del cuerpo del material.

SR Adoro: Es un composite de blindaje de microrelleno de la empresa Ivoclar Vivadent.

Referencias

1. Jones D. W. Desarrollo de la cerámica dental. Una perspectiva histórica. Clinicas Odontológicas de Norteamérica; 1985
2. Crispin B. J. Bases Prácticas en la odontología estética. Madrid: Ed. Masson; 1998
3. Craig R. G. Materiales de odontología restauradora. Madrid: Mexico, D.F.: Harcourt Brace; 1998
4. O'Brien W.J. Dental materials and their selection. 3ra edición. Chicago: Quintessence books; 2002
5. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. España: Quintessence; 1998
6. Bottino M. A. Metal free (estética en rehabilitación oral libre de metal). 1ra Ed. Sao Paolo: Artes Médicas; 2001
7. Goldstein R. E. Goldstein. Odontología estética. Barcelona: Editorial Ars Medica; 2002
8. Chain M. C. Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. Sao Paolo: Artes Medicas; 2001
9. Anne Peutzfeldt. Indirect resin and ceramic systems., Operative dentistry supplement 6, 2001, 153-176
10. Aschheim K. Dale B.G. Odontología estética una aplicación clínica a las técnicas y los materiales. Segunda Edición. Madrid: Edit. Harcourt Mosby; 2002
11. Dale B.G. Aschheim K. Esthetic dentistry a clinical approach to techniques and materials. E.U.A: Edit. Lea & Febiger; 1993
12. Skinner, O.W. Phillips, I.W. La ciencia de los materiales dentales, 9a. Edición, Buenos Aires: Editorial Mundi; 1992
13. Van Noort R. Dental materials. 2da Edición, Hong Kong: Ed. Mosby; 2002
14. Minguez N., Ellacuria J., Soler J.I. et al. Advances in the history of composite resins. Journal of the history of dentistry: 51, 3, November 2003; 103-105
15. ISO 10477 Dentistry- Polymer-based Crown and Bridge Materials. Geneva: International Organization for Standardization; 1992
16. Zappini G. Physical Properties of Dental Materials. Report Research and development Ivoclar Vivadent AG FL-9494. Focus on SR Adoro® Indirect Composite- Materials Science and Development. No. 15 August 2004 Schann/ Liechtenstein. Pags. 4-25.

17. Hopfauf S. SR ADORO A Modern Indirect Composite. Report Research and development Ivoclar Vivadent AG FL-9494. Focus on SR Adoro® Indirect Composite- Materials Science and Development. No. 15 August 2004 Schann/ Liechtenstein. Pags. 26- 36.
18. Lendenmann Urs. Documentación científica SR Adoro. Science and Development. Scientific service Ivoclar Vivadent AG FL-9494. December 2003 Schann/ Liechtenstein.
19. DDS. Giorgio Rappelli. Restoration of anterior teeth with indirect composite partial coverage crowns (a Clinical Report). Journal of Prosthetic Dentistry 2004;92: 519-22.
20. Ferracane J.L. Operative dentistry supplement 6, 2001, 199-209
21. Guzmán H J. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 1ra Ed. Edit. ECOE, Colombia 2003 1775-226
22. Mandikos M. Davis E. Et al. A comparison of the wear resistance hardness of indirect composite resins. The journal of prosthetic dentistry. 2001: 85, 4; 386-395
23. Yap A. Effects of cycling temperature changes in water sorption and solubility of composite restoratives. Operative dentistry. 2002:27, 2; 147-153
24. Lutz F. Estate of the art of tooth-colored restoratives. Operative dentistry 1996:21,6; 237-248
25. Chaabane P, Wigren S. Veneering composites for dental indirect restorations. A comparative study of physical and mechanical properties. Master's thesis, 2003. Department of applied physics and mechanical engineering, Lulea University of Technology.
26. Suzuki S, Leinfelder K, Kawai K, Tsuchitani Y. Efecct of particle variation on wear rates of posterior composites. Am J Dent 1995: 8, 173-178.
27. Touati B, Aidan N. Second generation of laboratory composite resins for indirect restorations. J Esther Dent 1997: 9, 108-118.