



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**POLIMERIZACIÓN DE LA RESINA ADORO CON DOS
SISTEMAS DIFERENTES Y LA INFLUENCIA DE
ÉSTOS EN LA RESISTENCIA FLEXURAL.**

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE
ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL QUE PARA OBTENER EL
TÍTULO DE**

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

VIVIANA ALINA VENUS SÁNCHEZ SANDOVAL

TUTOR: C.D. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA
ASESOR: MTR. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO D.F.

2005

m349606

*A DIOS GRACIAS POR PERMITIRME CUMPLIR TODAS
MIS METAS, POR GUIAR MI CAMINO Y POR LA
FAMILIA QUE ME DIÓ.*

*CON CARIÑO A:
MI PAPÁ MIL GRACIAS POR APOYARME
INCONDICIONALMENTE, POR LA CONFIANZA
DEPOSITADA EN MI Y PORQUE ESTO NO HUBIERA
SIDO POSIBLE SIN TI....*

*A MI MAMÁ GRACIAS POR TUS DESVELOS, POR
DARME EL MEJOR DE LOS REGALOS: LA VIDA Y POR
SIEMPRE ESTAR CONMIGO CUANDO MÁS LO
NECESITO.....*

*A MIS HERMANOS:
ANGÉLICA, LIZ, GERMÁN, RICARDO, YADIRA,
EMILIO, PRISCILA, NAYELI Y LINDA; GRACIAS POR
TODO EL APOYO BRINDADO TANTO EN LOS
BUENOS COMO EN LOS MALOS MOMENTOS Y POR*

*TODOS LOS MOMENTOS DE FELICIDAD QUE HEMOS
COMPARTIDO.*

*DE IGUAL MANERA GRACIAS A GABRIEL, OSWALDO,
MÓNICA, ALMA, ÓSCAR, DANIEL Y FELIPE POR SU
APOYO.*

*DENIS: GRACIAS POR CREER EN MÍ Y POR
ALENTARME A SEGUIR ADELANTE, TU AMOR Y TU
COMPRENSIÓN ME HAN FORTALECIDO PARA
SUPERARME.*

*A MIS AMIGAS: DIANA Y MARY, POR ESTAR
CONMIGO SIEMPRE EN TODO MOMENTO Y POR EL
APOYO MORAL QUE ME HAN BRINDADO.*

*AL DR. FELIPE MUCÑO, JUAN CARLOS, ALAN Y
RICARDO GRACIAS POR SU AYUDA
INCONDICIONAL Y POR TODO EL APOYO QUE ME
BRINDARON DURANTE EL DIPLOMADO.*

*A LOS DOCTORES WALTER GONZÁLEZ - PLATA
ESCALANTE Y RICARDO GONZÁLEZ - PLATA RIVERA
POR DARMÉ LA OPORTUNIDAD DE TRABAJAR Y
SEGUIR APREDIENDO EN SU CONSULTORIO.*

ÍNDICE

Contenido	Página
INTRODUCCIÓN.....	1
ANTECEDENTES.....	2
COMPOSICIÓN QUÍMICA:.....	5
Matriz de resina.....	5
Rellenos.....	7
Agentes de acople entre la matriz y el relleno.....	9
CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	10
MONÓMEROS DE LA RESINA.....	11
PROMOTORES DE LA POLIMERIZACIÓN Y MODIFICADORES.....	14
TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS.....	17
Nanotecnología.....	18
ADHESIVOS DENTINARIOS, GRABADO DEL ESMALTE Y DENTINA.....	22
NORMA 27 ADA.....	24

	Página
CLASIFICACIÓN ISO 4049.....	25
INDICACIONES Y USOS DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	26
BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	27
FUENTES FOTOACTIVADO USADOS EN ODONTOLOGÍA:.....	28
<i>Lámparas halógenas.....</i>	29
<i>Lámparas de arco plasmático.....</i>	30
<i>Láser.....</i>	31
<i>LED (Luz emitida por diodos).....</i>	31
RESINAS COMPUESTAS PARA USO INDIRECTO:.....	33
<i>Concept.....</i>	37
<i>Sinfony.....</i>	37
<i>Artglass.....</i>	37
<i>Belle Glass HP.....</i>	38
<i>Clearfil CR inlay.....</i>	38
<i>Sistema Coltene inlay.....</i>	39

	Página
<i>Cristobal</i>	40
<i>Sculpture</i>	40
<i>Targis</i>	41
<i>True vitality</i>	42
<i>Visio Gem</i>	43
<i>SR Adoro</i>	44
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	48
JUSTIFICACIÓN	49
OBJETIVO GENERAL	50
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	50
MATERIAL Y EQUIPO	51
METODOLOGÍA	52
<i>Preparación de especímenes según el fabricante</i>	52
<i>Preparación de especímenes con Lámpara de luz halógena</i>	
<i>Astralis 5 más presión</i>	57
<i>Preparación de especímenes con la lámpara Targis Quick</i>	
<i>más la unidad de procesado VS-1</i>	60

	Página
RESULTADOS.....	64
DISCUSIÓN.....	66
CONCLUSIÓN.....	69
FUENTES DE INFORMACIÓN.....	70

INTRODUCCIÓN

El desarrollo vertiginoso de los materiales dentales durante las últimas décadas, ha dado lugar a que los profesionales dedicados a la Odontología tengamos que actualizar nuestros conocimientos constantemente con el objetivo de conocer y manejar correctamente los nuevos productos que salen al mercado.

Las resinas dentales compuestas restaurativas (composites) han sido uno de los materiales que han ido evolucionando siendo necesario conocer en forma general su composición y clasificación. Este material apareció con el fin de sustituir a los silicatos y resinas acrílicas, que hasta antes de los sesenta eran los únicos materiales utilizados para la restauración estética de dientes anteriores. La acidez tan alta de los cementos de silicato y la inestabilidad volumétrica tan grande de las resinas acrílicas fue la principal razón para buscar materiales sustitutos.

Como aclaración para el lector y para evitar confusiones el título del trabajo debería decir "Polimerización de SR Adoro con tres sistemas diferentes y la influencia de éstos en la resistencia flexural" en lugar de "Polimerización de la resina Adoro con dos sistemas diferentes y la influencia de éstos en la resistencia flexural."

Gracias al Dr. Víctor Moreno Maldonado, al Dr. Jorge Guerrero Ibarra y al Dr. Jaime González Orea por compartir sus conocimientos, por sus consejos y orientación para la realización de este trabajo.

ANTECEDENTES

En la década de 1960 el Dr. Rafael L. Bowen, empezó experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno. La deficiencia de las resinas epóxicas, como baja velocidad de curado y tendencia a decolorarse, estimularon su trabajo al combinar las ventajas de las resinas epóxicas y los acrilatos. Este trabajo finalizó con el desarrollo de la molécula Bis-GMA. (Bisfenol A glicidilmetacrilato) con un relleno de cuarzo granulado, sustituyendo a sus predecesores: resinas acrílicas y cemento de silicato como un material restaurativo anterior, ya que brindaba una mayor estética y una mejor manipulación; aunque posteriormente hubo que variar el tamaño del grano del relleno pues las restauraciones tenían poca resistencia al desgaste y al pulido. A partir de ese momento su composición y utilización fue variando considerablemente.

Las resinas compuestas o composites son una mezcla o combinación de, al menos, dos materiales químicamente diferentes (ej: metales, cerámicas, polímeros, etc), con una interfase que separa los componentes y que le confieren propiedades distintas que no podrían ser obtenidas por algunos de los componentes aisladamente. Por lo tanto, un material restaurativo de resinas compuestas, es aquel en que una cantidad máxima de relleno inorgánico ha sido adicionado a una mínima cantidad de una matriz consistente de una resina orgánica polimerizable de cadenas cruzadas. Para obtener estas resinas compuestas se mezclan los componentes entre si, provocando una reacción de polimerización que puede ser iniciada por medio del calor, la luz visible, ultravioleta o por activadores químicos, dando lugar a la formación del polímero de cadenas cruzadas y alto peso molecular.

Estos materiales fueron ganando aceptación por su versatilidad y por las controversias que surgieron con respecto a la toxicidad de las amalgamas dentales. Por ello fue necesario ampliar las investigaciones con el objetivo de obtener una resina compuesta que tuviera las características de

poseer excelente estética, resistencia al desgaste y a la fractura y que pudiera ser utilizado en el sector posterior donde las fuerzas de la masticación son mas intensas. De esas investigaciones surgieron los composites posteriores. ⁽¹⁾

Numerosas fueron las dificultades que se presentaron con las restauraciones posteriores de resina compuesta. Entre las más importantes podemos citar la poca resistencia al desgaste relacionada con el mayor tamaño de las partículas de relleno, la contracción de polimerización que provocaba pobre adaptación en los márgenes de la cavidad, con pérdida del sellado a ese nivel, microfiltraciones, sensibilidad postoperatoria y caries recurrentes.

Esto conllevó al empleo de una serie de nuevas técnicas como son la utilización de la técnica del grabado ácido, la técnica del curado incremental con luz ultravioleta, los sistemas adhesivos, el empleo de cavidades de mínima preparación, las técnicas de restauración onlay/inlay, la diversificación en la composición de la matriz de resina, el empleo de medidas de partículas de relleno mas pequeñas, etc. Más adelante surgió la problemática de que los operadores no se sentían cómodos al tener que utilizar dos tipos de resinas compuestas para las restauraciones anterior y posterior respectivamente, lo que dio lugar a que los fabricantes se dieran a la tarea de lograr un producto que tuviera esas posibilidades de uso y que mantuviera las propiedades adecuadas para este tipo de restauraciones. A partir de este momento surgieron las conocidas resinas compuestas universales, las cuales pueden ser utilizadas para casi todas las aplicaciones clínicas, excepto para restauraciones Clase II con un área extensa de fuerzas masticatorias o en restauraciones clase V que necesiten flexarse durante la función dentaria. Leinfelder K. F. planteo recientemente que es extremadamente difícil en base a la tecnología de hoy, desarrollar una resina compuesta que sea idealmente conveniente tanto para dientes anteriores como para dientes posteriores y que cumpla con las características mecánicas y el

comportamiento clínico en ambas situaciones. El recomienda que a pesar de que el tipo universal de estos materiales esta ganando en popularidad, los clínicos deben continuar considerando a estos materiales en forma separada. Ya en 1984 la American Dental Association Council & Dental Materials, Instruments and Equipments, aprobó provisionalmente el uso de los composites para molares primarios y en 1986 desarrollo un programa de aceptación para resinas compuestas posteriores que son usadas en áreas donde se aplicarán mínimas fuerzas. En estos momentos se esta implementando una norma internacional sobre estos materiales en especifico. ⁽²⁾

COMPOSICIÓN QUÍMICA:

Las resinas compuestas dentales se componen de:

Matriz de resina

Bis – GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y dimetacrilato de Trietilenglicol (TEDGMA) son los dimetacrilatos más comúnmente usados en los compuestos dentales.

La molécula de Bowen para su resina compuesta es de naturaleza híbrida acrílica epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos (oxiranos) terminales se reemplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como Bis- GMA.

Esta molécula posee características notables:

1. El núcleo de bisfenol A. este núcleo químico se encuentra presente en muchos plásticos de alta resistencia tales como los policarbonatos y polisulfonas, polímeros y termoplásticos; así como en termoestables tales como las epóxicas.
2. Grupos terminales metacrílicos, los cuales pueden ser polimerizables por los métodos anotados de peróxido de benzoilo.
3. Grupos hidroxílicos. Estos inducen la unión por el hidrógeno, constituyéndose en un material de alta viscosidad.

Ventajas en el uso de este tipo de monómeros:

- La contracción de polimerización es mucho menor que la que experimentaba por las resinas de metacrilato de metilo.
- No es volátil.
- La reacción exotérmica de polimerización es baja.

- El tamaño de la molécula y su poca movilidad disminuye la posibilidad de penetración en los túbulos dentinarios siendo así menos irritante.
- Este copolímero es más resistente, y de mejores propiedades físicas que los correspondientes a las resinas acrílicas, siendo de naturaleza *termoestable*. La alta viscosidad del monómero requiere la formulación de un diluyente, el glicol dimetacrilato; Bowen ha propuesto la formación de nuevos comonomeros, teniendo en cuenta que la molécula de Bis – GMA no posee la completa estabilidad de color, razón por la cual se hace necesario la adición de estabilizadores de color (sustancias que absorben luz UV), además de su alta viscosidad y dificultad de purificación.

En su reporte de monómeros cristalinos, Bowen describe la síntesis de 3 monómeros menos viscosos con buena estabilidad de color y otras propiedades mejoradas, que pueden ser utilizadas en la formulación de nuevas resinas compuestas. Estos monómeros son el resultado de reacciones de condensación entre el 2- hidroxietil metacrilato y los correspondientes cloruros ácidos de isómeros del ácido ftálico.

Los tres monómeros propuestos son:

MEI Bis (2- metacril oxi-etil) isoptalato.

MET Bis (2- metacril oxi-etil) teraptalato.

MEP Bis (2-metacril oxi-etil) ptalato.

Estos monómeros pueden formar parte de futuras fórmulas de resinas compuestas. ⁽³⁾

Rellenos

Los rellenos son usados en las resinas compuestas dentales para proveer resistencia, incrementar la rigidez, reducir los cambios dimensionales cuando las resinas son calentadas y enfriadas, reducir la contracción, proveer radiopacidad, mejorar la estética y la manipulación. En general, las propiedades físicas y mecánicas de estas resinas son mejoradas en relación directa a la cantidad de relleno adicionado.

En los inicios, cuarzo cristalino o fusionado y varios vidrios de borosilicato o aluminosilicato de litio fueron usados como rellenos para las resinas compuestas dentales⁽²⁾

- *Rellenos inorgánicos*: Los rellenos más usados en las resinas compuestas incluyen el cuarzo fundido, vidrios (vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato, vidrio de estroncio, vidrio de Zn, Zirconio), silicatos de litio y aluminio, fluoruros de Ca, y partículas de sílice coloidal. En adición el litio, el bario o el estroncio son usados en algunos vidrios para impartir radiopacidad

La mayor ventaja al usar cuarzo fue que este relleno es fácilmente obtenible y tiene una excelente igualdad óptica con la resina polimérica. Sin embargo, el cuarzo tiene el inconveniente que no es radiopaco y puede ser muy abrasivo al esmalte. Otra desventaja en relación al cuarzo original y los rellenos de vidrio fue que las partículas eran largas y muy duras en relación a la matriz polimérica.

Estas características aseguraban que en la superficie del composite que fuera abrasionado, el polímero se desgastaría de una forma más rápida que los rellenos. Esto hacía que la superficie de la restauración fuera rugosa y menos parecida al esmalte, estando comprometidos la estética y el pulido. Los microrrellenos que contienen sílice amorfa fueron desarrollados para dirigir los requerimientos de pulido de las restauraciones anteriores. La sílice amorfa es incorporada sola y como relleno de resinas pre-polimerizadas y aglomeradas. Sin embargo, estos

rellenos parecidos al cuarzo no son radiopacos. Recientemente la radiopacidad ha sido obtenida en microrrellenos por la adición de pequeñas concentraciones de otros rellenos, tales como el trifluoruro de Iterbio, el cual además tiene el potencial terapéutico de liberar flúor a partir de la restauración. Sin embargo, se ha confirmado que el flúor liberado es de una magnitud inferior a la de las restauraciones de ionómero de vidrio por lo que este efecto terapéutico es cuestionable.

Muchos composites corrientes están rellenos con partículas de silicato radiopaco basados en óxidos de bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio. Estos composites también contienen una pequeña cantidad de microrrellenos de sílice amorfa para proveerlos de características adecuadas para su manipulación y reducir su pegajosidad. No existe ningún estudio definitivo que pruebe la superioridad de algún relleno específico. Varios estudios in vitro han identificado y evaluado los elementos de los composites y han verificado que los vidrios radiopacos que contienen zinc, bario y estroncio, son mas solubles que el cuarzo o sílice en soluciones acuosas, aunque no existen evidencias clínicas que soporten este asunto.

Recientes áreas de estudio

El desarrollo de rellenos que son más blandos que los vidrios corrientes sería clínicamente beneficioso porque ellos deben ser menos abrasivos a la dentición antagonica. Esto es especialmente importante cuando se hacen restauraciones múltiples en un arco.

Las cerámicas de metafosfato de calcio (CMP) ofrecen un material de relleno potencial que reúne este criterio.

Otra alternativa a los composites convencionales fue desarrollada por medio de las restauraciones megarrellenadas. Estas restauraciones son

producidas por el relleno del volumen total de la preparación cavitaria con vidrios de beta cuarzo insertados.

Otros estudios recientes han utilizado fibras de vidrio como relleno de refuerzo, mostrando mejoría en la resistencia a la fractura y al desgaste.

El futuro de la tecnología de los rellenos probablemente descansa en el uso expandido del proceso sol-gel de las partículas con excelente radiopacidad y resistencia a la abrasión, lo cual producirá medidas de partículas mucho más pequeñas que las medidas corrientes, lo que determina producir resinas con más altos niveles de relleno y con más eficientes empaquetados. ⁽²⁾

Agentes de acople entre la matriz y el relleno

El enlace entre estas dos fases se realiza a través del cubrimiento de los rellenos con un agente de acople que tiene características tanto del relleno como de la matriz. El agente de acople usual para los composites es una molécula que tiene grupos silánicos en un extremo (Si-OH) y grupos metacrilatos (C=C) en el otro extremo.

Muchos composites comerciales contienen rellenos a base de sílice y por lo tanto usan silanos con grupos metacrilatofuncionales como agentes de acople entre la matriz y el relleno. El silano más común es el gamma metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS). Es el agente de acople universalmente usado en las resinas compuestas dentales. Los dobles enlaces de esta molécula permiten fácil unión a los monómeros metacrílicos, mientras las fracciones sílice reaccionan con el grupo inorgánico de refuerzo constituyéndose así en un verdadero puente de unión. En la práctica dicho agente de unión es pintado en las partículas de vidrio.

Otros agentes han sido experimentados como otros silanos, entre ellos el 3-acriloxipropiltrimetoxisilano (APS), 4-META y varios titanatos y zirconatos, pero ninguno ha sido tan prospero como el MPS.

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Dentro de la literatura actual podemos encontrar varias clasificaciones de estos materiales.:

a. Cronológica:

Primera Generación: Fueron las primeras resinas que aparecieron en el comercio, se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo esférico y prismático de vidrio en un 70%, era una macropartícula de 8 a 10 micrones.

Segunda Generación: la fase orgánica o de polímeros se aumenta al 50 y 60 % y el porcentaje de refuerzo de vidrio en forma proporcional, es la generación de las resinas de micropartículas. Ej: isopast y silux

Tercera Generación: corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase orgánica diferentes tamaños de partícula: micro y pequeña. Ej: miradapt y valux

Cuarta generación: grupo de resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos, son las resinas compuestas para posteriores. Ej: herculite, Fulfil y P30.

Quinta generación: resinas compuestas para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión.

b. Según su polimerización:

Resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos: polimerización química

Resinas compuestas que requieren una energía radiante, luz ultravioleta o luz visible.

c. Según su composición polimérica:

Resinas compuestas de Bis-GMA . resinas compuestas de Bis-GMA modificadas

Resinas compuestas de uretanos - diacrilatos.

Resinas compuestas de ciano - acrilato. ⁽³⁾

Ferracane, J.L. plantea, que los cambios más significativos en los composites comerciales han sido hechos alterando el componente de relleno. Estos cambios han dado lugar al desarrollo periódico de los sistemas de clasificación para los composites dentales, basados en la medida de las partículas de relleno y la fracción en volumen del mismo. ⁽⁴⁾

MONÓMEROS DE LA RESINA

El grado de curado es muy importante, ya que dicta mucha de las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones de resinas compuestas.

Este curado es influenciado por muchos factores incluyendo la adición de promotores e inhibidores de la polimerización, la estructura química de los monómeros, la energía impartida por los medios químicos o la luz para activar la reacción, la composición del material de relleno, etc.

Ferracane, J.L. refiere que las resinas compuestas consisten típicamente de monómero principal y monómero diluyente, rellenos, agentes de acople, iniciadores e inhibidores de la polimerización y absorbedores de radiación:⁽⁴⁾

- *Entre los monómeros principales* (alto peso molecular) describe al Bis-GMA, que es un dimetacrilato aromático y que es producto de la adición del Bisfenol A y el glicidimetacrilato (GMA), el cual posee altas cadenas

c. Según su composición polimérica:

Resinas compuestas de Bis-GMA . resinas compuestas de Bis-GMA modificadas

Resinas compuestas de uretanos - diacrilatos.

Resinas compuestas de ciano - acrilato. ⁽³⁾

Ferracane, J.L. plantea, que los cambios más significativos en los composites comerciales han sido hechos alterando el componente de relleno. Estos cambios han dado lugar al desarrollo periódico de los sistemas de clasificación para los composites dentales, basados en la medida de las partículas de relleno y la fracción en volumen del mismo. ⁽⁴⁾

MONÓMEROS DE LA RESINA

El grado de curado es muy importante, ya que dicta mucha de las propiedades físicas y mecánicas de las restauraciones de resinas compuestas.

Este curado es influenciado por muchos factores incluyendo la adición de promotores e inhibidores de la polimerización, la estructura química de los monómeros, la energía impartida por los medios químicos o la luz para activar la reacción, la composición del material de relleno, etc.

Ferracane, J.L. refiere que las resinas compuestas consisten típicamente de monómero principal y monómero diluyente, rellenos, agentes de acople, iniciadores e inhibidores de la polimerización y absorbedores de radiación:⁽⁴⁾

- *Entre los monómeros principales* (alto peso molecular) describe al Bis-GMA, que es un dimetacrilato aromático y que es producto de la adición del Bisfenol A y el glicidilmetacrilato (GMA), el cual posee altas cadenas

cruzadas. El dimetacrilato de uretano es un monómero principal alternativo, el tetrametacrilato de uretano, el bis (metacriloximetil) triciclohexano, el bisfenol A- dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA) y un poliuretano lineal hecho de Bis-GMA y hexametildioxianato.

Debido a su baja viscosidad, los composites basados en UDMA pueden curar más ampliamente que los composites basados en Bis-GMA⁽⁵⁾

- *Los monómeros diluyentes* (bajo peso molecular) son los que se utilizan para disminuir la viscosidad de la resina, no polimerizada y facilitar la manipulación clínica. Existen dos tipos de monómeros diluyentes: monofuncional y bifuncional. Un ejemplo de un diluyente monofuncional es el metilmetacrilato.

Los monómeros diluyentes bifuncionales más comúnmente usados son el dimetacrilato de etilenglicol y dimetacrilato de trietilenglicol.

Los monómeros de alto peso molecular, particularmente Bis – GMA, son extremadamente viscosos a temperatura ambiente, por lo que necesita ser diluido con una resina más fluida para ser aplicable como material restaurativo. Se usan monómeros diluyentes para alcanzar elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. Los diluyentes pueden ser los monómeros de metacrilato, pero de ordinario son monómeros de dimetacrilato, como el TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol). La reducción de la viscosidad es significativa cuando el TEGDMA es agregado a Bis – GMA. El TEGDMA tiene excelente viscosidad y características de copolimerización y es casi siempre usado como el monómero diluyente para UDMA o para el más viscoso Bis-GMA.

Otros diluyentes incluyen al etileno y hexametildioxianato dimetacrilato y al benzilmetacrilato. La adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de dimetacrilato de bajo peso molecular que puede usarse en los compuestos. Los monómeros de dimetacrilato permiten que

ocurra enlace cruzado entre cadenas. Esto da por resultado una matriz más resistente a la degradación por los solventes. ⁽³⁾

Recientes áreas de estudio

Recientes estudios han investigado el efecto que causa la incorporación de diferentes monómeros a las resinas compuestas dentales, así como la elaboración e incorporación de otros nuevos monómeros. En este último aspecto se han tratado de desarrollar materiales con mejoras en el curado y en las propiedades, y con mínima contracción de polimerización.

Se han planteado que ácidos cíclicos anhídridos como el anhídrido maleico o la metacrilamida pudieran servir como agentes de cadena cruzadas para componentes de Bis-GMA o UDMA y mejorar su fortaleza y resistencia a la abrasión. ⁽⁶⁾

La adición de un 20% de cetonas bifuncionales como la diacetilacetona a los composites de UDMA y Bis-GMA causan un significativo incremento del grado de modulo de ruptura y el incremento del grado de curado y el entrecruzamiento de las cadenas. Resultados similares son obtenidos cuando aldehídos como el propanol y el benzaldehído son adicionados a estas resinas.

Otras pruebas han tenido el propósito adicional de reducir la contracción de polimerización como es la síntesis de una serie de monómeros ciclopimerizables descritos como "oxibis-metacrilatos". ⁽²⁾

La serie de oxibis metacrilatos tales como el oligómero de bisfenol-A-diacrilatoetoxilado (DEPBA) han sido sintetizados y usados para producir composites de fotocurado con propiedades similares a los composites de Bis-GMA etoxilados.

Se han sintetizado también el metilen-butiro lactona (MBL), el análogo cíclico del metilmetacrilato, el cual es mas reactivo que este ultimo y que el adicionado a la combinación de resinas de Bis-GMA/TEGDMA produce composites con fortaleza ligeramente mejorada y mejor estabilidad.

Se han producido resinas sin relleno hechas a partir de copolímeros de Bis-GMA y tetrahidrofurfuril metacrilato que han aumentado la rigidez de las resinas.

Otros monómeros han sido sintetizados para disminuir la absorción de agua de las resinas compuestas, como son los monómeros fluorados y los oligómeros. Los monómeros fluorados han demostrado tener más fortaleza que los materiales basados en Bis-GMA debido a la naturaleza hidrofóbica del aditivo de flúor

Otro sistema monomérico ha sido desarrollado y comercializado, el cual está basado en un éster metacrílico de un polímero oligocarbonado. Los beneficios de este material son: mejora la dureza y disminuye la contracción de polimerización comparados con resinas basadas en Bis-GMA o UDMA.

También se han sintetizado monómeros espiro-ortocarbonados (SCOCs) los cuales se expanden durante la polimerización a través de un proceso de doble anillo abierto.

PROMOTORES DE LA POLIMERIZACIÓN Y MODIFICADORES

Iniciadores de la polimerización: Los radicales libres necesarios para iniciar la reacción de polimerización son producidos en los composites por la reacción de los iniciadores.

Los sistemas iniciadores son a base de peróxido de benzoilo y un activador que puede ser una amina terciaria aromáticas o un derivado del ácido sulfínico para- tolildieta – nolamina en la polimerización químicamente activada. ⁽²⁾

En el pasado la amina terciaria aromática más comúnmente usada fue el N,N-dimetil-p-toluidina (DMAT). La N,N-dihidroxi-etil-p-toluidina (DHEpT)

Se han producido resinas sin relleno hechas a partir de copolímeros de Bis-GMA y tetrahidrofurfuril metacrilato que han aumentado la rigidez de las resinas.

Otros monómeros han sido sintetizados para disminuir la absorción de agua de las resinas compuestas, como son los monómeros fluorados y los oligómeros. Los monómeros fluorados han demostrado tener más fortaleza que los materiales basados en Bis-GMA debido a la naturaleza hidrofóbica del aditivo de flúor

Otro sistema monomérico ha sido desarrollado y comercializado, el cual está basado en un éster metacrílico de un polímero oligocarbonado. Los beneficios de este material son: mejora la dureza y disminuye la contracción de polimerización comparados con resinas basadas en Bis-GMA o UDMA.

También se han sintetizado monómeros espiro-ortocarbonados (SCOCs) los cuales se expanden durante la polimerización a través de un proceso de doble anillo abierto.

PROMOTORES DE LA POLIMERIZACIÓN Y MODIFICADORES

Iniciadores de la polimerización: Los radicales libres necesarios para iniciar la reacción de polimerización son producidos en los composites por la reacción de los iniciadores.

Los sistemas iniciadores son a base de peróxido de benzoilo y un activador que puede ser una amina terciaria aromáticas o un derivado del ácido sulfinico para- tolildieta – nolamina en la polimerización químicamente activada.⁽²⁾

En el pasado la amina terciaria aromática más comúnmente usada fue el N,N-dimetil-p-toluidina (DMAT). La N,N-dihidroxietil-p-toluidina (DHEpT)

es la amina terciaria aromática mas ampliamente usada en estos momentos.

La iniciación del proceso de polimerización activada a través de la luz visible, puede ser inducida por medio de la generación de radicales libres que resulten de la interacción de la luz ultravioleta o luz visible con componentes orgánicos apropiados.

El fotoiniciador en un sistema de luz visible es una alfa-dicetona, tal como la canforoquinona, usada en combinación con un agente reductor tal como el 4-N,N-dimetilaminofetil alcohol (DMAPE), el cual es una amina terciaria alifática.

En los composites de autocurado la polimerización es iniciada por dos pastas, lo cual induce al iniciador: el peróxido de benzoilo y al activador: una amina terciaria como la dihidroxoetil-p-toluidina (DHEpT) (ya mencionados anteriormente) a comenzar la reacción de polimerización. Este procedimiento causa disminución del tiempo de trabajo, incorpora porosidades dentro del material durante la mezcla y los composites resultantes, tienden con el tiempo a oscurecer.

Esta situación no ocurre por el procedimiento de fotocurado, lo cual, dio lugar a que salieran al mercado composites autopolimerizables que presentaban la forma dual o de doble curado.

Estos composites fueron usados fundamentalmente como cementos e inlays cerámicos.

El método más popular para obtener la polimerización de los composites es a través de la activación luminosa. El iniciador en estos casos es la canforoquinona (CQ), la cual es sensible a la luz azul. La reactividad del CQ es mejorada por la adición de un agente reductor amino, como el dimetilamino etilmetacrilato (DMAEM), el etil-4-dimetilaminobenzoato (EDMAB) o el N,N- cianoetil-metilanilina (CEMA).

Se han producido modificaciones en los tipos y cantidades de aditivos usados para mejorar sobre todo la profundidad de curado, pero al mismo tiempo, estas modificaciones en la composición han producido resinas compuestas más sensibles a la operatoria y a la luz de las unidades dentales.

Otro método común para el curado de los composites extraoralmente es a través de la aplicación de calor, tanto solo, como en conjunción, con el fotocurado. Este procedimiento es comúnmente usado para la ubicación de composites del tipo inlay/ onlay que pueden ser confeccionados directa o indirectamente.

Muchos composites de este tipo (onlay/inlay) pueden ser también curados con la luz primero y el calor después o en hornos de fotocurado para producir estas restauraciones.

El tratamiento con calor ha demostrado proveer a la resina de resistencia al desgaste y resistencia a la degradación marginal.

- *Inhibidores de la polimerización.* Muchos componentes retardaran o inhibirán la polimerización. En el pasado la hidroquinona fue comúnmente usada como un inhibidor pero causaba perdida de coloración de las restauraciones. Uno de los inhibidores mas comúnmente usados es el éter monometílico de hidroquinona que en concentraciones bajas en partes por millón demoran adecuadamente la polimerización espontánea y proveen tiempo de trabajo para el clínico en los sistemas activados químicamente.

- *Absorbedores de la luz ultravioleta.* Son componentes químicos que se adicionan a las resinas compuestas para proveer estabilidad del color. El mas comúnmente usado es la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, el cual absorbe las radiaciones electro magnéticas que causan la decoloración. Ferracane J.L. refiere que los componentes están formados principalmente de polímeros sintéticos, rellenos de refuerzos de partículas cerámicas, moléculas que promueven o modifican la reacción de

polimerización que produce la matriz polimérica de cadenas cruzadas a partir de los monómeros de la resina de dimetacrilato y agentes de acople silánico que unen los rellenos de refuerzo a la matriz polimérica. ⁽⁷⁾

Recientes áreas de estudio

Una de las áreas de estudio incluye el desarrollo de polímeros sin contracción los cuales son polimerizados por iniciación vía catiónica. La pregunta que surge es si estas resinas son compatibles con aquellas que usan adhesivos dentales y que polimerizan por el mecanismo o vía de los radicales libres. ⁽⁸⁾

Otra área incluida es el uso de los láseres para curar las resinas compuestas a una mayor extensión y a una mayor profundidad usando tiempos de iluminación más cortos. ⁽²⁾

TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS.

Sabiendo el tamaño de las partículas se puede seleccionar la zona donde se colocará, puesto que resinas con partículas grandes o convencionales (1 a 25 micras) tienen buena resistencia ante cargas, pero la superficie que forman, aunque tersa en un principio, con el uso pronto se vuelve áspera, por lo que para dientes anteriores no son las idóneas; resinas con partículas de microrrelleno (0.4 a 1 micras) logran una mejor tersura que se mantiene por mayor tiempo, aunque su resistencia a cargas no es ideal para dientes posteriores; y resinas con partículas pequeñas y grandes o híbridas (0.1 a 3 micras), permiten obtener y mantener tersuras por un tiempo aceptable, y alta resistencia y baja abrasión, por lo que su uso es tanto para dientes posteriores y anteriores.

Siendo el material orgánico el que sufre contracción y cambios dimensionales, se sabe que cuanto mayor cantidad de relleno tenga una resina, menores serán su contracción y sus cambios dimensionales.

polimerización que produce la matriz polimérica de cadenas cruzadas a partir de los monómeros de la resina de dimetacrilato y agentes de acople silánico que unen los rellenos de refuerzo a la matriz polimérica. ⁽⁷⁾

Recientes áreas de estudio

Una de las áreas de estudio incluye el desarrollo de polímeros sin contracción los cuales son polimerizados por iniciación vía catiónica. La pregunta que surge es si estas resinas son compatibles con aquellas que usan adhesivos dentales y que polimerizan por el mecanismo o vía de los radicales libres. ⁽⁸⁾

Otra área incluida es el uso de los láseres para curar las resinas compuestas a una mayor extensión y a una mayor profundidad usando tiempos de iluminación más cortos. ⁽²⁾

TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS.

Sabiendo el tamaño de las partículas se puede seleccionar la zona donde se colocará, puesto que resinas con partículas grandes o convencionales (1 a 25 micras) tienen buena resistencia ante cargas, pero la superficie que forman, aunque tersa en un principio, con el uso pronto se vuelve áspera, por lo que para dientes anteriores no son las idóneas; resinas con partículas de microrrelleno (0.4 a 1 micras) logran una mejor tersura que se mantiene por mayor tiempo, aunque su resistencia a cargas no es ideal para dientes posteriores; y resinas con partículas pequeñas y grandes o híbridas (0.1 a 3 micras), permiten obtener y mantener tersuras por un tiempo aceptable, y alta resistencia y baja abrasión, por lo que su uso es tanto para dientes posteriores y anteriores.

Siendo el material orgánico el que sufre contracción y cambios dimensionales, se sabe que cuanto mayor cantidad de relleno tenga una resina, menores serán su contracción y sus cambios dimensionales.

Nanotecnología:

Recientemente se presentaron composites clasificados comercialmente como nanocomposites, composites nanohíbridos, composites nanocerámicos, etc.

Estos términos hacen referencia a composites que incorporan partículas nanométricas a manera de relleno cerámico.

Un composite con nanotecnología incorpora partículas cerámicas de esa escala a manera de relleno. Mejor dicho, combinan partículas más grandes (de tamaño promedio 1 micrón) con otras nanométricas.

Nanómetros:

Las partículas que se emplean en los composites poseen entre 20 y 70 nm y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal. No son nuevas dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque si es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica del composite y que evitan que se aglomeren.

Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas: tienden a aglomerarse (y a formar partículas más grandes) y al hacerlo no se comportan como nanopartículas y no pueden ser aprovechadas sus ventajas. Al ser partículas tan pequeñas, por lo tanto numerosas, es que constituyen superficies muy extensas y poseen por lo tanto elevada energía superficial. ⁽⁹⁾

La tecnología convencional obtiene las partículas cerámicas de los composites moliendo un bloque cerámico, y obteniendo como límite de tamaño inferior, partículas de 0,5 micrones. La forma de éstas es irregular y la dispersión de tamaños es amplia.

Las nanopartículas poseen tamaños promedio entre 20 y 70 nm, formas esféricas y una dispersión de tamaños muy baja.

Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son:

- Mejorar algunas propiedades, mecánicas y estéticas: resistencia a la abrasión, mejor lisura superficial.

- Incorporando más componente cerámico, disminuir la cantidad de resina en la fórmula del composite y con ello, disminuir la contracción de polimerización (CP) del mismo.

Disminución de la CP: (Contracción de polimerización)

Es bien sabido que al poseer un composite más carga cerámica, disminuye su porcentaje de contracción. Esto ocurre por que al haber más componente cerámico, hay menos de resina que es la responsable directa de la CP. Por esta circunstancia es que se pretende incorporar generalmente más carga cerámica en la formulación de los composites (al igual que para lograr una mejora en algunas propiedades mecánicas).

Con la tecnología convencional se ha llegado a un máximo de incorporación de carga cerámica. De agregar más, el composite pierde características de manipulación adecuadas al igual que se empobrece su aspecto óptico. Se obtendrían composites muy densos, viscosos (no fácilmente manipulables) y además muy opacos (antiestéticos).

Factor C

Cuando polimerizamos una resina tratará de contraerse, pero como supuestamente está adherida a las paredes cavitarias (superficie

adherida), no podrá hacerlo y utilizará como lugar de escape de tensiones la superficie de la restauración (superficie libre). La resina se contrae entonces hacia las paredes de la cavidad (y no hacia la fuente de luz como muchas veces se dijo).

Surge entonces un problema: las cavidades tienen más de una pared y cada pared "tira" para su lado, generando un juego de tensiones donde la pared con más bajo valor de adhesión sufrirá el despegamiento de la restauración.

Surgió entonces un concepto, el factor de configuración de las preparaciones dentarias, factor C (Feilzer et al, 1987), que procura analizar el riesgo de las diferentes preparaciones o cavidades de sufrir desadaptación marginal por CP.

Se puede definir al factor C, como el resultado de dividir la cantidad de paredes donde habrá adhesión (superficie adherida) por la cantidad de paredes libres de adhesión (superficie libre).

Entonces $C = \text{Sup. Adherida} / \text{Sup. Libre}$.

Este índice aumentará en preparaciones oclusales clase I (donde será 5) y disminuirá a medida que existan más superficies libres (o de escape) o disminuyan las de adhesión (clases 5 y clases 4).

Por lo tanto a mayor factor C, existen más riesgos de desadaptaciones marginales. ⁽⁴⁾

Características de las nanopartículas:

Por ser tan reducidas en tamaño no reflejan la luz. Se sabe que un cuerpo reflejará la luz (y tendrá color y opacidad) cuando tenga un tamaño mínimo similar a la mitad de la longitud de onda menor del espectro de luz visible (que es 400 nm) o sea que ese cuerpo deberá tener más de 200

nm para reflejar la luz. Las nanopartículas son de tamaños menores por lo que las ondas de luz no rebotan en ellas. O sea que se comportan como transparentes, la luz las atraviesa sin reflejarse en ellas.

Por esta razón es que se las puede incorporar en la composición de los composites sin modificar la opacidad / translucidez de los mismos.

Se dice que las nanopartículas tienen comportamientos atípicos de sólidos. Se comportan como líquidos: una composición de un composite exclusiva de nanopartículas generará un líquido viscoso transparente. Cuanto más nanopartículas se incorporen, más líquido será ese material.

Por esta razón se podrán incorporar en un composite y no modificarán la viscosidad, tal vez hasta lo fluidifique.

Pero estas características, ser transparentes y comportarse como líquidos, las invalidan como material de relleno único: deben acompañarse de partículas más grandes, de tamaño promedio de 1 micrón. Estas partículas actuarán como soporte o andamiaje para las nanométricas y:

- otorgan la viscosidad al material, regulan la consistencia.
- dan el color y la opacidad.
- dan radiopacidad.

ADHESIVOS DENTINARIOS, GRABADO DEL ESMALTE Y DENTINA

- Sistemas Adhesivos o Bonding.

Los composites no se adhieren químicamente al esmalte y a la dentina y la contracción de polimerización provoca brechas o vacíos en los márgenes de la restauración, lo que trae como consecuencia la invasión bacteriana y el posterior compromiso de la vitalidad pulpar. Por ello es necesario que los composites se adhieran a los tejidos dentarios en forma mecánica a través de un agente adhesivo o bonding, del esmalte y la dentina según corresponda.

- Agentes adhesivos al esmalte y su grabado ácido.

Para lograr la retención mecánica de la resina compuesta al esmalte es necesario realizar el grabado ácido del mismo a través de la aplicación de ácidos como el ácido fosfórico al 37% (solución acuosa o gel) o el ácido pirúvico, los cuales atacan a la sustancia interprismática solubilizando los iones fosfato que forman parte de su composición. Los agentes convencionales de adhesión al esmalte, son soluciones de Bis-GMA y comonomeros diluidos como el trietilenglicildiacrilato (TEGDA) y el Bisfenol A dimetacrilato (Bis-DMA). Una pequeña cantidad de relleno inerte puede también ser adicionado. ⁽²⁾

La fina solución resultante puede ser infiltrada dentro del esmalte grabado y endurecida por activación química o por la luz. La incorporación de flúor dentro del esmalte incrementa la resistencia a la disolución ácida.

-Agentes adhesivos a la dentina.

La adhesión de los composites a la dentina es complicada debido al incremento del contenido del agua del sustrato.

Muchos de los agentes adhesivos dentinarios fueron originalmente desarrollados con la idea de la adhesión química a la dentina, pero la extensión de tal interacción química no se demostró. Sin embargo, los agentes adhesivos dentinarios pueden poseer valores retentivos a la dentina parecidos a los agentes de esmalte y se considera que la retención es por medios mecánicos.

-Tratamiento de la superficie dentinaria.

Cuando un instrumento rotatorio es usado para preparar una cavidad un "smear layer" o capa oscura, es colocada hacia abajo y a través del esmalte y la dentina. Esta capa consiste de colágeno, hidroxiapatita y bacterias. Varía en grosor entre 1-5 micrones, no puede ser removida simplemente con un instrumento pero si puede ser removida por ácidos acuosos y agentes quelantes o puede ser modificada mecánicamente por el arenado.

Esta capa incluye los túbulos dentinarios a una profundidad de aproximadamente 10 micrones. Para lograr los procedimientos de adhesión del composite o la dentina esta capa debe ser solubilizada y removida totalmente. Esto es obtenido por el uso de una solución convenientemente formulada acondicionador de dentina. El líquido grabador del esmalte puede ser incorporado al acondicionador de dentina donde se obtiene el grabado total. El esmalte es grabado y la capa oscura (smear layer) se remueve sobre la dentina. Este grabado se amplía a los túbulos dentinales a través de la disolución de la dentina peritubular.

El acondicionador de dentina no acepta una resina hidrofóbica como los adhesivos convencionales de esmalte, debido a la superficie mojada. Esta dificultad es resuelta usando un iniciador de dentina (dentine primer).

En el tratamiento de la superficie dentinaria se pueden utilizar otros sistemas hidrófilos como el 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP), el hidroxietilmetacrilato (HEMA), el N-tolitiglicina glicidilmetacrilato/ácido piromelítico dianhidrido hidroxietilmetacrilato N(MTG-GMA/PMDM), el metilmetacrilato/ 4-metacriloxietiltrimelítico anhídrido/ tributilborano o esteres fosfatados de Bis-GMA.

Estos componentes incrementan el humedecimiento de la superficie por formulaciones de Bis-GMA como los agentes adhesivos del esmalte.

Al menos algunos de estos materiales pueden formar una capa impermeable sobre la superficie interior de las paredes de los túbulos expuestos y sobre la dentina intertubular. Esta capa es denominada capa híbrida o dentina reforzada con resina.

NORMA 27 ADA

La Asociación Dental Americana clasifica a las resinas de la siguiente manera:

Clase A: Materiales fabricados como sustitutos para la restauración de cavidades que involucren superficies oclusales.

Clase B: Todos los otros que no involucren superficies oclusales.

Tipo 1: Materiales que polimerizan químicamente, por ejemplo aquellos materiales que se ven afectados por mezclar un iniciador y activador (autopolimerizables).

Tipo 2: Materiales que se activan por energía externa, por ejemplo aquellos materiales que son afectados por la aplicación de energía, como

El acondicionador de dentina no acepta una resina hidrofóbica como los adhesivos convencionales de esmalte, debido a la superficie mojada. Esta dificultad es resuelta usando un iniciador de dentina (dentine primer).

En el tratamiento de la superficie dentinaria se pueden utilizar otros sistemas hidrófilos como el 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP), el hidroxietilmetacrilato (HEMA), el N-tolitiglicina glicidilmetacrilato/ácido piromelítico dianhidrido hidroxietilmetacrilato N(MTG-GMA/PMDM), el metilmetacrilato/ 4-metacriloxietiltrimelítico anhídrido/ tributilborano o esteres fosfatados de Bis-GMA.

Estos componentes incrementan el humedecimiento de la superficie por formulaciones de Bis-GMA como los agentes adhesivos del esmalte.

Al menos algunos de estos materiales pueden formar una capa impermeable sobre la superficie interior de las paredes de los túbulos expuestos y sobre la dentina intertubular. Esta capa es denominada capa híbrida o dentina reforzada con resina.

NORMA 27 ADA

La Asociación Dental Americana clasifica a las resinas de la siguiente manera:

Clase A: Materiales fabricados como sustitutos para la restauración de cavidades que involucren superficies oclusales.

Clase B: Todos los otros que no involucren superficies oclusales.

Tipo 1: Materiales que polimerizan químicamente, por ejemplo aquellos materiales que se ven afectados por mezclar un iniciador y activador (autopolimerizables).

Tipo 2: Materiales que se activan por energía externa, por ejemplo aquellos materiales que son afectados por la aplicación de energía, como

es la luz azul (fotopolimerizables) e incluyen aquellos materiales que contienen un iniciador y activador (materiales de curado dual).⁽¹⁰⁾

CLASIFICACIÓN ISO 4049

Clasificación de materiales restaurativos a base de polímeros dentales según la especificación 4049 de la Internacional Organization for Standardization, Draft Internacional Standard (ISO/DIS).⁽¹¹⁾

Tipo 1. Materiales fabricados como sustitutos para la restauración de cavidades que involucren superficies oclusales.

Tipo 2. Otros que no involucren superficies oclusales.

Clase 1. Materiales autocurables los cuales se ven afectados por la mezcla de un iniciador y un activador.

Clase 2. Materiales activados por energía externa los cuales se ven afectados por la aplicación de una fuente externa de energía, como la luz azul o el calor y se subdividen de la forma siguiente.

- I. Grupo 1: Materiales que requieren para su uso energía aplicada intraoralmente.
- II. Grupo 2: Materiales que requieren para su uso energía aplicada extraoralmente.

Clase 3. Materiales de curado dual.

es la luz azul (fotopolimerizables) e incluyen aquellos materiales que contienen un iniciador y activador (materiales de curado dual).⁽¹⁰⁾

CLASIFICACIÓN ISO 4049

Clasificación de materiales restaurativos a base de polímeros dentales según la especificación 4049 de la Internacional Organization for Standardization, Draft Internacional Standard (ISO/DIS).⁽¹¹⁾

Tipo 1. Materiales fabricados como sustitutos para la restauración de cavidades que involucren superficies oclusales.

Tipo 2. Otros que no involucren superficies oclusales.

Clase 1. Materiales autocurables los cuales se ven afectados por la mezcla de un iniciador y un activador.

Clase 2. Materiales activados por energía externa los cuales se ven afectados por la aplicación de una fuente externa de energía, como la luz azul o el calor y se subdividen de la forma siguiente.

- I. Grupo 1: Materiales que requieren para su uso energía aplicada intraoralmente.
- II. Grupo 2: Materiales que requieren para su uso energía aplicada extraoralmente.

Clase 3. Materiales de curado dual.

INDICACIONES Y USOS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

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

Usar productos que cumplan con las normas asegura, además de buena calidad, que el fabricante proporcionará información acerca de:

1. La cantidad del producto en el envase.
2. Si su endurecimiento es por autopolimerización o por fotopolimerización.
3. Si su uso es sólo para restaurar dientes anteriores o posteriores.
4. El principal componente orgánico de la resina.
5. El tamaño de la partícula inorgánica de relleno y el volumen por porcentaje de la cantidad total de ésta.
6. Las proporciones de los componentes y el método de mezclado para las autopolimerizables.
7. El tiempo de mezclado y de trabajo para las autopolimerizables, así como el tiempo para que una matriz (lámina de poliéster Mylar®, metálica o celuloide que se usa para presionar y adosar el material dentro de la cavidad) pueda ser removida.
8. Las condiciones de temperatura y humedad recomendadas para su uso.
9. La fuente de energía externa recomendada y el tiempo de exposición de ésta sobre el material para las fotopolimerizables, así como la profundidad de endurecimiento en milímetros del material después de esa exposición.

10. Las bases o forros recomendados, u otra información sobre cómo evitar probable irritación pulpar y qué tipos de bases son incompatibles con el material.

11. Recomendaciones para el terminado.

12. Condiciones recomendadas de almacenamiento, cuando aún no está en uso y cuando ya lo está, y si requiere refrigeración.

13. La fecha de caducidad.

Con esta información se sabrá que los productos que la cumplan garantizarán:

1. La masa en gramos o líquido en mililitros que indican los envases serpa el correcto.

2. Cuando es autopolimerizable (quimiopolimerizable) el endurecimiento se da después de mezclar dos pastas, base y catalizador; y cuando es fotopolimerizable, el endurecimiento no se dará sino hasta después de incidir en ella una fuente de luz azul. ⁽¹⁾

Conocer el componente orgánico base de la resina permite elegir de acuerdo con éste los sistemas auxiliares de adhesión ya que moléculas de la misma familia proveen mayor fuerza de adhesión.

BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las resinas acrílicas poseen un potencial irritante sobre el complejo dentina pulpar, como parte integral de la molécula Bis-GMA, se debe tener en cuenta el requerimiento de proteger la dentina expuesta mediante el uso de un cemento o base Intermedia.

10. Las bases o forros recomendados, u otra información sobre cómo evitar probable irritación pulpar y qué tipos de bases son incompatibles con el material.

11. Recomendaciones para el terminado.

12. Condiciones recomendadas de almacenamiento, cuando aún no está en uso y cuando ya lo está, y si requiere refrigeración.

13. La fecha de caducidad.

Con esta información se sabrá que los productos que la cumplan garantizarán:

1. La masa en gramos o líquido en mililitros que indican los envases serpa el correcto.

2. Cuando es autopolimerizable (quimiopolimerizable) el endurecimiento se da después de mezclar dos pastas, base y catalizador; y cuando es fotopolimerizable, el endurecimiento no se dará sino hasta después de incidir en ella una fuente de luz azul. ⁽¹⁾

Conocer el componente orgánico base de la resina permite elegir de acuerdo con éste los sistemas auxiliares de adhesión ya que moléculas de la misma familia proveen mayor fuerza de adhesión.

BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las resinas acrílicas poseen un potencial irritante sobre el complejo dentina pulpar, como parte integral de la molécula Bis-GMA, se debe tener en cuenta el requerimiento de proteger la dentina expuesta mediante el uso de un cemento o base Intermedia.

La desadaptación de sellado entre el material restaurador permitiendo el fenómeno de percolación marginal con entrada de microorganismos, fluidos, restos alimenticios, etc. es el de mayor importancia en el proceso de irritación de la normalidad dentino pulpar. Según el Documento C- 41 ADA se pueden realizar pruebas de biocompatibilidad del material restaurador:

Prueba citotóxica: Colocación del material en cultivo de células vivas. Se estudia el efecto del material en investigación: ¿Produce lisis celular? ¿Disminuye la división celular?.

Prueba sistémica: Reacción al material, utilizado en implantes en tejidos de animales vivos. Colocación del material en estudio, en el tracto digestivo de animales.

Comportamiento del material en condiciones similares a las orales pero en dientes de animales.

Si cumple con los requerimientos de biocompatibilidad se inicia el estudio en el ser humano. ⁽¹²⁾

FUENTES FOTOACTIVADO USADOS EN ODONTOLOGÍA

En la actualidad existen diferentes tecnologías para el fotoactivado de resinas compuestas. ⁽¹³⁾

- Lámparas halógenas
- Lámparas de arco plasmático
- Láser
- LED (luz emitida por diodos)

Lámparas halógenas

Estas corresponden al sistema más usado para la polimerización de materiales dentales. Su luz es producida por el flujo de una corriente eléctrica el cual escurre a través de un filamento de tungsteno extremadamente delgado. Este filamento funciona como una resistencia y es fuertemente caliente debido a la corriente que transita y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible.

Los principios físicos que explican este fenómeno es que los objetos calientes emiten una radiación electromagnética. Por ejemplo, un filamento cuya temperatura es de 1,000 °C emite una energía en forma de radiación infrarroja. Cuando la temperatura se incrementa entre los 2,000 y 3,000 °C, una porción significativa de la radiación es emitida en el espectro de luz visible.

Cada incremento de la temperatura también incrementa una porción de onda corta, Ej. Luz azul. Con el adicional que los objetos rojos permanecen incandescentes. El cambio de color es debido al aumento en la temperatura y es descrito como la ley de Wien. Para verificar la luz azul de la fotopolimerización, la lámpara de luz halógena debe estar caliente a una alta temperatura. La producción selectiva de la luz no es posible con esta clase de tecnología.

Beneficios y retrocesos de las lámparas halógenas

Beneficios

- Tecnología de bajo costo

Retrocesos

- Baja eficiencia
- Vida corta de servicio
- Altas temperaturas (la lámpara es enfriada por un ventilador)

- El espectro continuo debe ser reducido por sistemas de filtros

El retroceso más importante de las lámparas de polimerización halógena para uso dental es el enfriamiento requerido de las lámparas. Como el aire que se encuentra presente debe de entrar y salir a través de las hendiduras de la cubierta, la desinfección de la pieza de mano es necesariamente incompleta.

Lámparas de arco plasmático

Los fabricantes de esta tecnología costosa, sostienen que los tiempos de exposición disminuyen significativamente, manteniendo sus cualidades mecánicas de los materiales curados en comparación con las lámparas convencionales. Sin embargo, los trabajos de investigación han demostrado que estos tiempos de exposición tan cortos tienen un efecto negativo sobre las propiedades mecánicas de los materiales polimerizados.

A diferencia de lo que pasa con las lámparas halógenas, la luz de las lámparas de plasma no es producida por un filamento de tungsteno. En este caso, es producido por 2 electrodos que están uno muy cerca del otro.

Cuando un alto voltaje es aplicado la "luz de arco" aparece entre los 2 electrodos.

La ley de radiación de Plank sostiene la manera de funcionar de esta tecnología. Ej.: un espectro continuo es emitido y la temperatura de trabajo se incrementa en proporción a la cantidad de luz azul producida.

Beneficios y retrocesos de la tecnología de arco de plasma

Beneficios

- Tiempos de polimerización más cortos (existiendo, sin embargo, una ambigüedad científica al no existir datos que confirmen esto)

Retrocesos

- Muy baja eficiencia.
- Desarrollo de alta temperatura (la lámpara se encuentra situada en la base de la unidad y es enfiada por un ventilador)
- El espectro continuo debe ser reducido por sistemas de filtros

Láser

Esta tecnología desarrolla una longitud de onda que permite polimerizar el material, pero produce una contracción de polimerización en la resina compuesta. Es aun una tecnología de muy alto costo para ser utilizada en éste género de restauraciones.

LED (Luz emitida por diodos)

Luz emitida por diodos, no produce una luz visible por el calentamiento de filamentos metálicos, pero presenta efectos quatum-mecánicos. Básicamente esta tecnología corresponde a una combinación de dos diferentes semiconductores n-doped y p-doped. Por sus siglas en inglés n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva. Los n-doped semiconductores tienen un exceso de electrones y los p-doped semiconductores tienen una necesidad de electrones.

Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es ampliado, los electrones de material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados.

Como resultado de la característica del diodo se genera una luz con una específica longitud de onda.

El color de una luz LED es su característica más importante y es determinada por la composición química de la combinación de los semiconductores. Los semiconductores son caracterizados por " brecha de banda".

Esta " brecha de banda" es directamente utilizada para la producción de luz. Cuando estos semiconductores combinan una alta energía hacia un bajo nivel de energía, la diferencia de energía de esta banda abierta se libera en forma de un fotón.

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por LED genera un angosto espectro de distribución. Esa es la principal diferencia entre la halógena y la LED, la LED solo produce longitud de onda en el rango deseado.

Consecuentemente este método innovador de producir luz es mucho más eficiente de convertir la energía eléctrica a luz azul.

Beneficios y retrocesos de la tecnología LED

Beneficios

- La microelectrónica permite fabricar dispositivos más pequeños.
- No hay necesidad de sistemas de filtros.
- La alta eficiencia conlleva a:
 - Desarrollo de baja temperatura (no se requiere de un ventilador en algunos casos) .
 - Consumo bajo de energía (es posible la operación con batería) .

- La estructura puede ser completamente desinfectada al carecer y no requerir de hendeduras de ventilación.
- Larga vida de servicio de los LEDs.

Retrocesos

- Debido a su espectro de emisión angosto, la unidad de fotopolimerización sólo puede polimerizar materiales con una absorción máxima entre 440 y 490nm (canforquinona como foto iniciador)

RESINAS COMPUESTAS PARA USO INDIRECTO

Ha habido cambios fundamentales en la química de los polímeros gracias a la incorporación de diferentes tipos de vidrios (fase inorgánica) que han impartido alta resistencia, además de factores estéticos favorables.

Se han podido obtener valores de resistencia a la abrasión muy similares al desgaste natural producido en la estructura dentaria (esmalte) por efecto de la función masticatoria. En la zona de molares y principalmente en la de molares, se ejercen cargas masticatorias catalogadas como complejas; de tipo compresivo, tensional y tangencial.

En restauraciones para posteriores existe la dificultad de poder lograr una adecuada condensación que permita una buena adaptación y sellado, comprometiendo la salud gingival. Otros factores a considerar son los relacionados a la contracción de polimerización, la adecuada morfología oclusal funcional, y el logro de un excelente y duradero contacto interproximal.⁽³⁾

Para controlar estos factores se han puesto diferentes técnicas de laboratorio o indirectas, además de poder someter las restauraciones elaboradas a un tratamiento térmico especial, que eleve el grado de polimerización de la resina, permitiendo así obtener mejores propiedades

físico- mecánicas. Las fórmulas para técnicas indirectas para la elaboración de incrustaciones, carillas laminadas, coronas completas y frentes estéticos tuvieron como representantes más usados:

- El sistema Dentacolor- Heraeus Kulzer
- El sistema S R Isocit- Ivoclar
- El sistema Visio – Gem- ESPE

De acuerdo con Touati y colaboradores estas formulaciones también pueden ser clasificadas como resinas compuestas para técnica indirecta.

En su análisis reporta:

	Dentacolor	S. R. Isocit	Visio- Gem
Carga orgánica	21% peso	-	-
Carga inorgánica	51%	30	32
Resistencia a la flexión	70 – 75 MPa	76 – 114	63
Módulo elástico	3.300 – 3.600	2130- 3210	1800
Resistencia compresiva	400	502	263
Dureza Vickers	34	-	11

Fig. 1 Resinas compuestas para técnica indirecta

Surge una nueva generación de polímeros reforzados para técnica indirecta. Este autor transcribe las características físico-mecánicas, que resultan superiores sobre los materiales anteriormente analizados.

CONCEPT

SINFONY	Compañía	HERAEUS - KULZER
ART- GLASS	Compañía	HERAEUS - KULZER
CLERARFIL	Compañía	KURARAY
SISTEMA COLTENE	Compañía	COLTENE
CONQUEST	Compañía	JENERIC - PENTRON
COLUMBUS	Compañía	CENDRES - METAUX
TARGIS	Compañía	IVOCLAR
BELLE -GLASS	Compañía	KERR
CRISTOBAL	Compañía	DENTSPLY
SCULPTURE	Compañía	JENERIC - PENTRON
TRUE VITALITY	Compañía	DEN - MAR INC.
VISIO GEM	Compañía	ESPE
SR ADORO	Compañía	IVOCLAR

	ART GLASS	CONQUEST	COLUMBUS	TARGIS	BELLE GLASS
Carga inorgánica	72%	79	77	80	74
Resistencia flexión	120	160	150	160	150
Módulo elástico	9000	12.000	8.500	10.000	9655
Dureza N/mm ²	590	697	670	775	

Fig. 2 Características físico mecánicas

El término CERÓMERO proviene de Ceramic - Optimized – Polimer, o polímeros optimizados con partículas o carga cerámica. Además de las propiedades físico mecánicas muy superiores poseen excelentes características en términos de color, mimetización, translucidez, opacidad y biocompatibilidad. Además tienen la característica de Resiliencia, muy útil en restauraciones de prótesis sobre implantes, además de la cualidad de no producir desgaste de la estructura dentaria antagonista⁽¹⁴⁾.

Según Ascheim, Kenneth para las técnicas indirectas se pueden emplear tres tipos de composites: resinas de microrrelleno, composites de partículas pequeñas y resinas híbridas. Todos estos materiales son resistentes al desgaste, pero los composites de partículas pequeñas y las resinas híbridas pueden grabarse con ácido para producir retención micromecánica. También pueden silanizarse para mejorar la fuerza adhesiva.⁽¹⁵⁾

Recientemente ha aparecido una nueva categoría de composite procesado. Polímero- vidrio, polímero – cerámica, y ceromer (polímero optimizado con cerámica) son algunos de los términos que se emplean

para describir estos materiales. Todos ellos son composites con unas propiedades mejoradas. Algunos sistemas incorporan además un refuerzo de fibra para poder fabricar dentaduras parciales fijas sin componentes metálicos.

Concept

Es un material único a base de microrrelleno homogéneo altamente reforzado, para el cual se recomienda utilizar el cemento Special Bond II que es un promotor de adhesión. También se puede utilizar el arenado para mejorar la adhesividad.

Sinfony

Son referidas como partículas híbridas ultrapequeñas, con un macrorrelleno de vidrio de borosilicato de aluminio y estroncio. También contienen sílice pirogénica (dióxido de silicio amorfo). Tienen baja viscosidad.

Artglass

Artglass (Heraeus Kulzer, Inc) es un polividrio. Un material de restauración indirecto con una resina y un diseño mejorados, diseñado como alternativa a la porcelana. Está compuesto por metacrilatos multifuncionales, monómeros bifuncionales, un 20 % de relleno de sílice reduce el hundimiento del material y mejora su moldeabilidad. Para polimerizar el material se utiliza una lámpara estroboscópica de gran intensidad.

Art glass se fabrica en 16 tonos Vita Lumin. Se puede utilizar en coronas y dentaduras parciales fijas metálicas, y también en incrustaciones, onlays y veneers. Las reparaciones se pueden efectuar dentro de la misma boca utilizando resina líquida Artglass y composite fotopolimerizable Carisma.

Belle Glass HP

Belle Glass HP (Kerr Lab, Sybron Dental Specialties dual cure indirect polymer – ceramic) es un híbrido de microrrelleno muy resistente y que apenas se desgasta, que se utilice para incrustaciones, onlays, veneers anteriores, implantes, coronas de cobertura completa, dentaduras parciales fijas sin piezas metálicas, restauraciones provisionales duraderas o férulas. Se asegura que la opalescencia de Belle Glass HP permite una concordancia cromática óptima y que sus propiedades físicas combinan la resistencia de la porcelana con un desgaste de 1,2 – 1,5 μm año. Este material puede alcanzar una polimerización del 98,5% con una lámpara de fibra óptica, una temperatura de 140°C y una presión de 27 Kg/cm^2 en una atmósfera de nitrógeno. Este porcentaje de polimerización supera el que puede obtenerse con uno de esos medios, como una fuente lumínica de fibra óptica. El fabricante asegura que este material tiene una gran resistencia a la flexión, que le confiere una resistencia a la fractura muy superior a la de la porcelana sin soporte. Este material polímero – cerámico se ha sometido a más de 5 años de estudios clínicos in vitro. Para las dentaduras parciales fijas sin componentes metálicos fabricadas con belle Glass HP se recomienda utilizar un material reforzado con fibra (Connect).

Clearfil CR Inlay

Clearfil CR Inlay (Kuraray Co., Ltd) es un composite híbrido con un contenido de relleno que equivale al 86,5% de su peso. Este composite

fotopolimerizable se fabrica en seis tonos y tiene mucho cuerpo para facilitar la condensación y el tallado. Gracias a su mayor cuerpo, se puede acumular sin apenas hundirse. La incrustación se procesa en el horno CRC -100 Curing Oven (Kuraray). Incluye cuatro colorantes para la adaptación cromática final.

La incrustación se fija con CR Inlay Cement, un cemento de composite de doble polimerización. Se ilumina cada superficie durante 40 segundos para que fragüe el cemento y se establezca la incrustación, y la polimerización química adicional que se produce bajo la restauración garantiza una segunda adhesión. Se recomienda usar para la impresión un siloxano de polivinilo, debido a su escasa deformación, y escayola extradura para fabricar el modelo. Se pueden efectuar reparaciones intraorales con el composite fotopolimerizable Clearfil Photoposterior (Kuraray, Inc. USA).

Sistema Coltene inlay

El sistema Coltene Inlay (Coltene AG) fue el primero diseñado para aplicaciones directas/ indirectas. Se aplica un medio separador sobre un diente preparado con paredes divergentes y sin entrantes. Se fabrica una incrustación de composite directamente en el diente y se introduce durante 7 minutos en un horno que ilumina y calienta el material a 120°C, y después se deja enfriar durante un minuto. Para cementar la restauración se recomienda usar Brilliant Dentin, un composite híbrido con una gama de tonos que se corresponde con la guía Vita Lumin.

También se ha adaptado este sistema para su uso indirecto. Se obtiene una impresión y se vacía un modelo de trabajo. A continuación se fabrica sobre el modelo una incrustación, un onlay o un veneer labial de composite fotopolimerizable, se somete a un tratamiento calórico y se adhiere al diente preparado. La incrustación puede fabricarse en el propio consultorio evitando el proceso de temporización. Se pueden efectuar

reparaciones intraorales con el composite híbrido fotopolimerizable Brilliant.

Cristobal

Cristobal (Dentsply Ceramco, Inc.) es un polímero biovitreo patentado diseñado para restauraciones protésicas fijas, como coronas aisladas con o sin soporte metálico, dentaduras parciales fijas e implantosoportadas, incrustaciones, onlays y veneers laminados. El sistema incluye un agente preparador para metal, líquido adhesivo, líquido opaquer, líquido de color intenso (12 tonos), polvo Opaquer (20 tonos), líquido de modelar, barrera contra oxígeno, muñón opaco dentinario (19 tonos), muñón dentinario (17 tonos), muñón incisal (16 tonos), muñón transparente (4 tonos), muñón opalescente (4 tonos) y muñón gingival (un tono).⁽¹⁵⁾

Cristobal esta compuesto por partículas de vidrio de bario (74.2% de peso) con un tamaño medio de 0.7 μ m, en una matriz de Bis- GMA, TEDMA y UDLA, el fabricante asegura que se contrae muy poco al polimerizar (0.12% después de 24 horas) es muy resistente al desgaste (menos de 5 μ m/año), a la compresión y a la flexión. También afirma que polimeriza el 92.6% sólo con la luz. El fabricante sugiere que este material puede utilizarse para dentaduras parciales fijas anteriores de tres unidades sin necesidad de usar un medio de refuerzo.

Sculpture

Sculpture (Jeneric/ Pentron, Inc.) es un polímero cerámico que según su fabricante, experimenta una porción acuosa muy baja y es muy resistente al desgaste. Supuestamente, debido a su escasa solución acuosa, es muy resistente a la pigmentación. El sistema Sculpture es un producto a base de PCDMA muy resistente a la fractura y que se contrae muy poco

al polimerizar. Sculpture es un material de restauración que absorbe los golpes y que se utiliza en combinación con implantes osteointegrados. Según el fabricante, sus resultados estéticos pueden rivalizar verdaderamente con los de la porcelana; al mismo tiempo, es muy fácil de manipular, proporciona una integridad marginal excelente y se pule muy bien.

El material se polimeriza en la unidad Cure – Lite Plus o Specra Lite de manos libres. Para vidriar la superficie de la restauración Sculpture se polimeriza en un recipiente a presión y una atmósfera de nitrógeno. El fabricante asegura que la polimerización final en la unidad de termopolimerización al vacío mejora considerablemente las propiedades mecánicas y prácticamente elimina los monómeros residuales. También afirma que estos procesos proporcionan al material estabilidad cromática y resistencia a la retención de la placa dental. Las restauraciones Sculpture son fluorescentes.

Este material se puede combinar también con el sistema Fibrekor. Fibrekor es un composite reforzado con fibras que se utiliza como soporte para subestructuras sin componentes metálicos. Sobre este armazón se fabrica una estructura de composite Sculpture y se elaboran dentaduras parciales fijas de unidades múltiples. Las fibras de Fibrekor proporcionan la fortaleza y rigidez estructurales necesarias. Fibrekor incorpora una tecnología de preimpregnación con la inclusión de fibras de vidrio unidireccionales unidas químicamente en una matriz de resina. Fibrekor polimeriza con la luz visible y calor.

Targis

Targis (Ivoclar AG) es un sistema de ceromer (polímero optimizado con cerámica) para la fabricación de incrustaciones, onlays, veneers y restauraciones de una y varias unidades sin componentes metálicos. Targis se procesa en un horno de luz y calor calibrado para una

polimerización ideal (Targis Power). El sistema de Targis ofrece además Targis Link, que se usa para conseguir la unión a subestructuras metálicas subyacentes o a estructuras que no se hidrolizan fácilmente, y por ello, son estables en la cavidad oral. Después el material Targis Ceromer puede aplicarse directamente a las estructuras metálicas, formando una combinación ideal para restauraciones más extensas de varias unidades o para restauraciones con implantes.

El sistema de Targis incluye además un composite reforzado con fibra (CRF), Vectris, que se utiliza como soporte para las restauraciones sin componentes metálicos. Vectris se fabrica y se teje formando tres patrones diferentes en cada uno de los cuales se disponen las fibras para conseguir una transferencia de fuerzas y una resistencia ideales, dependiendo del uso previsto. Vectris Pontics son fibras preimpregnadas, unidireccionales, de 14 μm , que se utilizan sobre los espacios p \acute{o} nticos en las restauraciones de varias unidades y que, seg \acute{u} n el fabricante, son muy resistentes a la flexi \acute{o} n. Vectris Single y Frame poseen la textura del raso y se aplican sobre los pilares y los p \acute{o} nticos para oponer resistencia a la torsi \acute{o} n y conseguir una distribuci \acute{o} n m \acute{a} s homog \acute{e} nea de las fuerzas. Una vez que se ha determinado la posici \acute{o} n correcta del CRF y colocado \acute{e} ste en un molde de silicona, se procesa todo el armaz \acute{o} n al vaci \acute{o} , con luz y presi \acute{o} n, en la unidad de procesado VS1 para conseguir una adaptaci \acute{o} n perfecta al troquel y eliminar el exceso de mon \acute{o} mero. Una vez procesada la estructura, se a \acute{n} ade el ceromer Targis para completar la restauraci \acute{o} n.⁽¹⁶⁾

True Vitality

True Vitality (Den – Mar Inc.) es un composite h \acute{i} brido que se puede polimerizar de tres formas: termopolimerizaci \acute{o} n, autopolimerizaci \acute{o} n y fotopolimerizaci \acute{o} n. El fabricante asegura que se trata de un material verdaderamente universal, que puede usarse para una gran variedad de

aplicaciones clínicas, que van desde restauraciones directas muy sencillas hasta tratamientos indirectos más elaborados, como incrustaciones, onlays, dentaduras parciales fijas, coronas y veneers laminados. El fabricante afirma que también permite a los odontólogos preparar incrustaciones y onlays indirectos en el consultorio.

Supuestamente, True Vitality experimenta un desgaste inferior a la mitad del desgaste de la amalgama, es muy resistente a la compresión, la tracción y la flexión polimeriza hasta una profundidad de 3 mm y experimenta una porción acuosa reducida. Es un material radiopaco y se suministra en diferentes tonos Vita Lumin.

Visio - Gem

Visio – Gem (ESPE Dental AG) es un composite de microrrelleto fotopolimerizado al vacío que se utiliza en el laboratorio para fabricar coronas y dentaduras parciales fijas sobre subestructuras metálicas. También se recomienda para la fabricación de veneers laminados. Incrustaciones, onlays y fundas de composite indirecto. Se ha usado igualmente para fabricar dientes protésicos a medida y restauraciones provisionales de uso prolongado. Se suministra en un gran número de tonos que corresponden con las guías de colores Vita Lumin y Bioform.

Para la polimerización inicial durante la reconstrucción dental se emplea una lámpara de luz visible directa, denominada unidad Visio Alpha. Para la polimerización final se introduce el material en una cámara de luz y vacío denominada unidad Visio Beta. El vacío permite la polimerización completa de la capa inhibida por el oxígeno, proporciona una mayor estabilidad cromática y mejora las propiedades físicas.

SR Adoro

SR ADORO (Ivoclar Vivadent) es un composite de microrrelleno, polimerizable mediante luz y calor. Es un sistema de blindaje que según el fabricante ofrece, frente a los composites híbridos una serie de ventajas en cuanto a abrasión, resistencia a la placa y brillo superficial. Las propiedades de Sr. Adoro se atribuyen a la elevada proporción de relleno inorgánico de tamaño nanométrico. La matriz se basa en el dimetacrilato de uretano (UDMA), el cual se caracteriza por su resistencia, ya que es menos susceptible a la absorción del agua y solubilidad. ⁽¹⁷⁾

Este monómero ha permitido a Ivoclar Vivadent desarrollar el SR Adoro incisal y esmalte dental de SR Adoro sin usar el Bis-GMA y TEGDMA. Se espera que este hecho tenga un efecto favorable en la estabilidad de las restauraciones en la cavidad bucal.

Además el fabricante menciona que el material presenta estabilidad cromática, así como un brillo similar al esmalte y una opalescencia natural, dotando a la restauración de aún más estética.

Este composite de blindaje acompaña a estructuras sin metal. El campo de aplicación de este composite abarca su uso en prótesis removible (p. ej. coronas telescópicas, esqueléticos) y en prótesis fija (material de blindaje para estructuras metálicas y de fibra de vidrio).

El SR Adoro se puede procesar por medio del equipo existente de Targis. La única excepción es el horno de la energía luz /calor de Targis, que tiene que ser calibrado a una temperatura de 104°C para el uso conjuntamente con el SR Adoro. Un horno nuevo de luz/calor llamado Lumamat 100 también se ofrece para el SR Adoro.

Composición: material de capas SR Adoro.

(Masas de cuello (Neck), Deep Dentón, Dentina, Incisal, Transparente Impulse y Gingiva) Dimetacrilato (17 – 19% en peso); copolímero y dióxido de silicio (83 – 83% en peso). Además contiene estabilizadores ,

catalizadores y pigmentos (<1% en peso). El contenido de relleno inorgánico es de 65 – 65% en peso / 46 – 47% en volumen. Tamaño de partícula: 10 – 100 nm

2. Technical data on SR Adoro

Composition of main materials:

	SR Adoro Dentin	SR Adoro Incisal	SR Adoro Add On
Dimethacrylates	16.9	17.0	16.7
Highly dispersed silicon dioxide	19.8	19.8	19.8
Copolymer	62.9	62.9	62.9
Catalysts and stabilizers	0.4	0.3	0.6
Pigments	0.1 - 0.3	< 0.1	< 0.1

Figures in weight by %

Physical data of the main materials

	SR Adoro Dentin	SR Adoro Incisal	SR Adoro Add On	Requirements ISO 10477	Requirements ISO 4049
Flexural strength (MPa)	130 ± 10	120 ± 10	100 ± 10	≥ 50	≥ 100
Modulus of elasticity (MPa)	7000 ± 500	7000 ± 500	7000 ± 300	-	-
Vickers hardness (MPa)	490 ± 10	480 ± 10	500 ± 14	-	-
Brinell hardness test (MPa)	360 ± 10	350 ± 10	415 ± 8	-	-
Water absorption (µg/mm ²)	17 ± 1	17 ± 1	17 ± 1	≤ 32	≤ 40
Water solubility (µg/mm ³)	1 ± 0.7	1 ± 0.7	1 ± 0.7	≤ 5	≤ 7.5
Depth of cure (mm)	≥ 2 mm	≥ 2 mm	≥ 2 mm	1.0 - 2.0 mm	1.0 - 1.5 mm

Composition of Liner, Stains and Opaquer

	SR Adoro Liner	SR Adoro Stains	SR Adoro Opaquer
Dimethacrylates	48.0	47.2	55.4
Highly dispersed silicon dioxide	1.5	29.8	5.0
Copolymer	-	21.0	-
Barium glass filler	49.5	-	-
Zirconium dioxide	-	-	37.2
Catalysts and stabilizers	0.6	0.5	≤ 2.0
Pigments	< 0.4	< 1.5	< 0.4

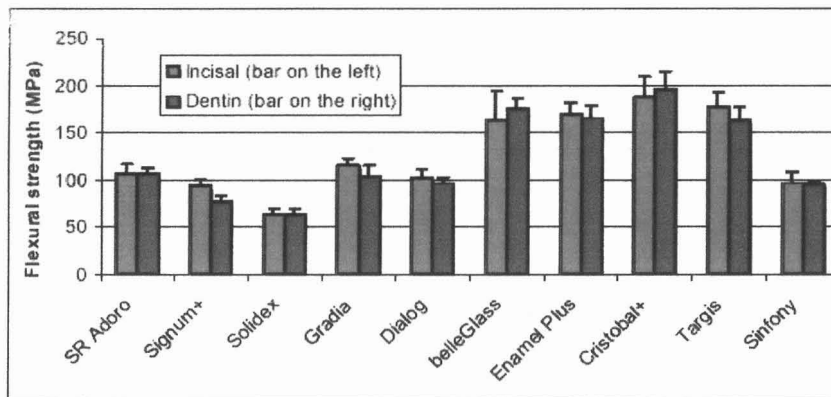
Figures in weight by %

Physical data on Liner, Stains and Opaquer

	SR Adoro Liner	SR Adoro Stains	SR Adoro Opaquer
Flexural strength (MPa)	145 ± 15	120 ± 10	-
Modulus of elasticity (MPa)	6000 ± 500	6500 ± 500	-
Vickers hardness (MPa)	350 ± 10	405 ± 10	-
Brinell hardness test (MPa)	330 ± 4	310 ± 10	-
Water absorption (µg/mm ²)	27.8 ± 0.9	17.2 ± 0.7	-
Water solubility (µg/mm ³)	< 5	0.21 ± 0.3	-
Depth of cure (mm)	≥ 1.5 mm	-	-

Fig.3 Datos técnicos de SR Adoro

3.3 Flexural strength



Investigator: Wigren and Chaabane. Thesis: "Veneering Composites for Dental Indirect Restorations" 2003

Fig. 4 Resistencia a la flexión de SR Adoro comparado con otras marcas comerciales

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las aleaciones metálicas combinadas con resina como materiales de blindaje, son las estructuras más comúnmente usadas. La combinación de ambos materiales dan como resultado una estructura que contiene materiales con propiedades mecánicas y físicas disímiles; principalmente las referidas a módulo de elasticidad. Esto genera en estas estructuras distintas interfases, convirtiéndose estas en potenciales puntos de fractura y por ende fracaso en los tratamientos.

JUSTIFICACIÓN

Se ha hecho estudios de laboratorio de estos materiales, los cuales combinan las propiedades de buena estabilidad, resistencia a la abrasión, y buenos efectos ópticos y estéticos de los materiales cerámicos, con las propiedades de resistencia a la fractura, posibilidad de reparación en boca, excelente acabado y fácil manipulación de los materiales de resina modernos. Los cuales se han convertido en una buena alternativa para la rehabilitación oral, pero, que por ser materiales con técnicas relativamente jóvenes, requerirán de un mayor tiempo de estudio para determinar el buen comportamiento clínico y convertirse en auxiliares valiosos frente a las desventajas de fragilidad y desgaste del antagonista de las porcelanas y de la falta de una adecuada resistencia al desgaste de las resinas compuestas.

OBJETIVO GENERAL

Determinar la resistencia a la flexión de SR Adoro para restauraciones indirectas, sometido a diferentes tipos de polimerización.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Medir la resistencia a la flexión de SR Adoro polimerizándolo con la forma indicada por el fabricante.
2. Medir la resistencia a la flexión de SR Adoro polimerizándolo con una lámpara de luz halógena más olla de presión.
3. Medir la resistencia a la flexión de SR Adoro polimerizándolo con Targis Quick y la unidad de procesado VS1.

MATERIAL Y EQUIPO

a) Equipo:

1. Aparato universal de prueba Instron.
2. Lámpara Targis Quick.
3. Unidad para curado mediante luz y calor: Lumamat 100 (antes Targis Power Upgrade).
4. Unidad de procesado para la elaboración de estructuras (Vectris) mediante presión, luz y calor : VS-1.
5. Steam Master.
6. Lámpara de luz halógena Astralis 5.
7. Olla de presión.
8. Cámara ambientada de temperatura.
9. Vernier digital Max- Cal.

b) Material:

1. SR Adoro para restauraciones indirectas.
2. Hacedor de muestras de acero inoxidable.
3. Espátula de teflón.
4. Aceite de glicerina.
5. Presillas.
6. Bolsas para esterilizar.
7. SR Adoro Gel.

METODOLOGÍA

Para este estudio los especímenes fueron elaborados tomando el modelo establecido por la especificación 27 ADA para pruebas de resistencia a la flexión, los cuales tuvieron una medida longitud de 25 mm, una altura de 2 mm y un ancho de 2 mm.



Fig. 5 Materiales utilizados

Se empleó la resina SR Adoro dentina para restauraciones indirectas de la marca comercial Ivoclar Vivadent, color 140; de la cual se realizaron 50 especímenes en total de los cuales se seleccionaron 25 de los que no presentaban rayaduras, burbujas, rayaduras o fracturas (de estos 20 fueron polimerizados según el fabricante, 10 polimerizados con la lámpara astralis 5 mas presión y 20 polimerizados con Targis Quick más la unidad VS1).

Preparación de especímenes según el fabricante

En el grupo polimerizado según el fabricante ⁽¹⁸⁾, se realizaron 20 especímenes de los cuales solo fueron seleccionados 10 procediendo de la siguiente manera: se aplicó con el pincel aceite de silicón en el hacedor

de muestras a todo lo ancho y largo para que los especímenes se despegaran con facilidad.

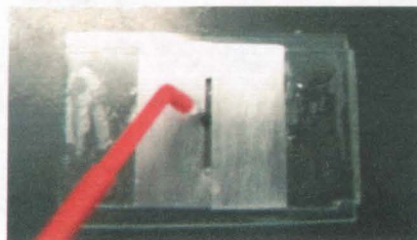


Fig. 6 y 7 Colocación de aceite de silicón en el hacedor de muestras

Se juntaron las dos partes del hacedor de acero inoxidable, se ensamblaron los hacedores con el portaobjetos, se condensó el material con la ayuda de una espátula de teflón y se colocó encima un cubreobjetos, para posteriormente ser prensado y sujetado con las presillas evitando con esto, que se moviera en el transcurso del polimerizado.

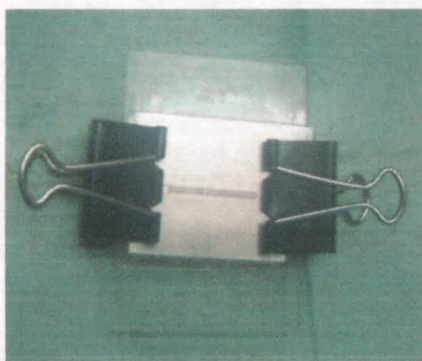


Fig. 8 Fijación del hacedor de muestras con presillas

Se polimerizó en la lámpara Targis Quick durante 20 segundos recomendados por el fabricante (la distancia no debe sobrepasar 2 cm),

se repite el procedimiento de polimerización por el otro lado del espécimen. Luego de esto se retiró el espécimen del hacedor de muestras.

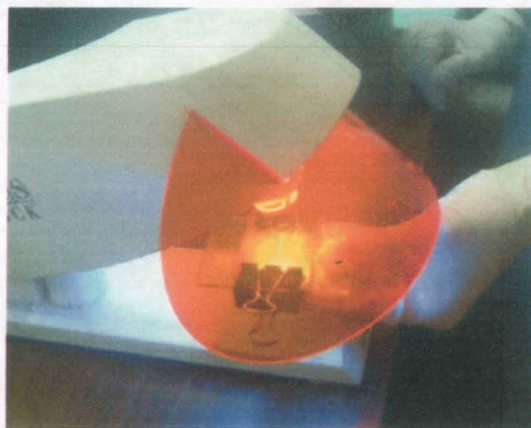


Fig. 9 Polimerización del espécimen en Targis Quick

Después de haber obtenido el número requerido de especímenes, a cada uno se le colocó SR Gel el cual es un gel de glicerina con glicol, dióxido de silicio y óxido de aluminio; este es recomendado por el fabricante para un correcto polimerizado y evitar la capa inhibida por oxígeno.

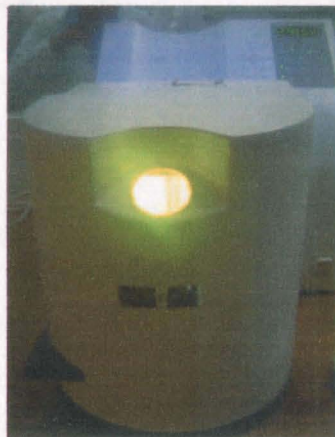


Fig 10 Colocación de SR Gel

Posteriormente se colocaron los especímenes en la unidad para curado mediante luz y calor: Lumamat 100 (antes Targis Power Upgrade) a una temperatura de 104°C durante 25 minutos (programa 3).



*Fig. 11 Targis Power Upgrade
(Lumamat 100)*



*Fig.12 Polimerización de los
especímenes*

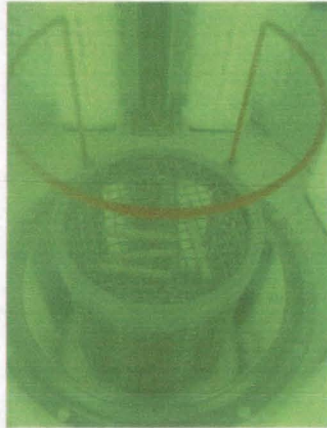


Fig. 13 Vista interna de los especímenes

Ya completado el ciclo de polimerización/ atemperamiento (tratamiento térmico), se limpiaron los especímenes en el "Steam Master" (por medio de vapor) para quitarles los residuos del SR Gel y demás impurezas; se eliminaron los excedentes y se almacenaron en agua a 37°C, en la cámara ambientadora de temperatura por 24 horas.

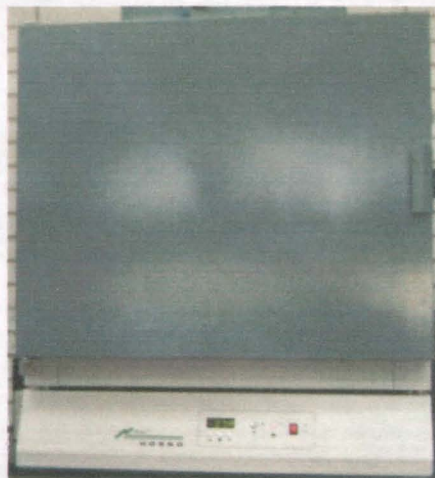


Fig. 14 Cámara Ambientadora

Después de este tiempo, se midieron con un vernier digital, tanto la anchura como la altura.

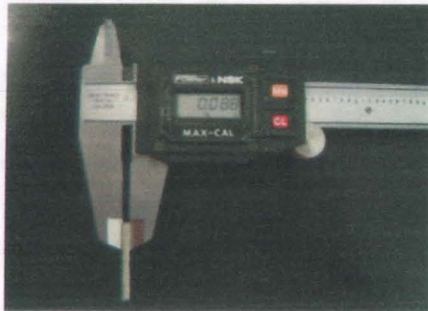


Fig. 15 Vernier digital

Y se transfirieron a la máquina de prueba Instron para determinar la resistencia a la flexión en tres puntos a una velocidad de cruzeta 1mm X minuto hasta llegar a la fractura.

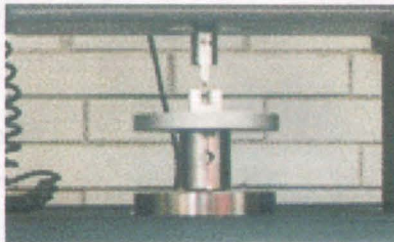


Fig. 16 Prueba de resistencia a la flexión en la Máquina Universal Instron

Preparación de especímenes con Lámpara de luz halógena Astralis 5 más presión

Se realizaron 10 especímenes de los cuales se seleccionaron 5 procediendo de la siguiente manera: se aplicó con el pincel aceite de silicón en el hacedor de muestras a todo lo ancho y largo para que los especímenes se despegaran con facilidad.

Se juntaron las dos partes del hacedor de acero inoxidable, se ensamblaron los hacedores con el portaobjetos, se condensó el material con la ayuda de una espátula de teflón y se colocó encima un cubreobjetos, para posteriormente ser prensado y sujetado con las presillas evitando con esto, que se moviera mientras se polimerizaba el espécimen por secciones durante 40 segundos. Llevando a cabo el mismo procedimiento del otro lado del espécimen.

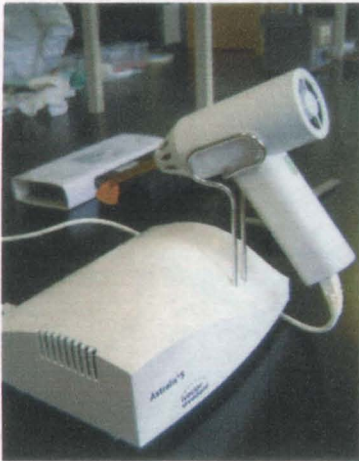


Fig. 17 Lámpara de luz halógena Astrales 5

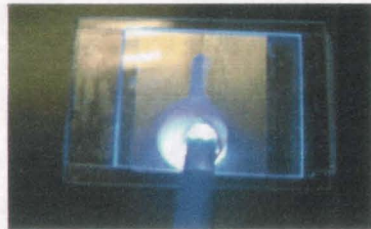


Fig. 18 Polimerización con luz halógena

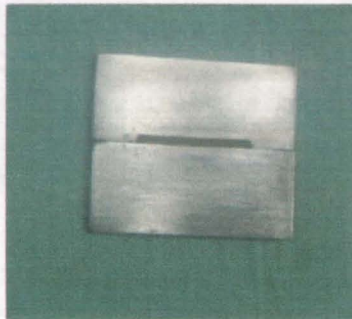


Fig. 19 Especimen en el hacedor de muestras

Posterior a esto se colocaron los especímenes seleccionados dentro de una bolsa para esterilizar la cual fue sellada. Esta bolsa, se colocó dentro de otra bolsa para esterilizar; la cual se colocó dentro de la olla de presión a baño maría durante 5 minutos a 1.5 kg de presión.



Fig. 20 Olla de presión

Luego de esto se sacaron los especímenes de las bolsas y se almacenaron en agua en la cámara ambientadora durante 24 horas.



Fig. 21 Contenedor de especimen con agua

Transcurrido este tiempo, se seleccionaron 5 especímenes, se midieron con un vernier digital tanto la altura como la anchura y se transfirieron a la máquina de prueba Instron para determinar la resistencia a la flexión en

tres puntos a una velocidad de cruzeta 1mm X minuto hasta llegar a la fractura.



Fig. 22 Máquina de Prueba Universal Instron

Preparación de especímenes con la lámpara Targis Quick más la unidad de procesado VS-1

Se realizaron 20 especímenes de los cuales solo fueron seleccionados 10 procediendo de la siguiente manera: se aplicó con el pincel aceite de silicón en el hacedor de muestras a todo lo ancho y largo para que los especímenes se despegaran con facilidad.

Se juntaron las dos partes del hacedor de acero inoxidable, se ensamblaron los hacedores con el portaobjetos, se condensó el material con la ayuda de una espátula de teflón y se colocó encima un cubreobjetos, para posteriormente ser prensado y sujetado con las presillas evitando con esto, que se moviera en el transcurso del polimerizado.

Se polimerizó en la lámpara Targis Quick durante 20 segundos recomendados por el fabricante, se repitió el procedimiento de polimerización por el otro lado del espécimen. Luego de esto se retiró el espécimen del hacedor de muestras.

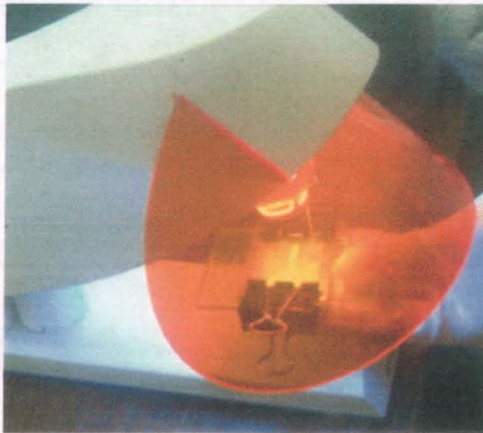


Fig. 23 Polimerización del espécimen con Targis Quick

Después de obtener el número requerido de especímenes, a cada uno se le colocó SR Gel. Posteriormente se colocaron los especímenes en la unidad de procesado para la elaboración de estructuras (Vectris) VS-1 mediante el sistema de vacío – presión y se polimerizaron en el mismo proceso mediante luz (el proceso tiene una duración de 10 minutos 20 segundos).

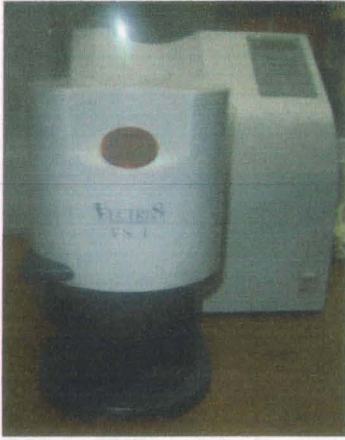


Fig. 24 Unidad de procesado VS-1



Fig. 25 espécimen dentro de la unidad de procesado

Ya completado el ciclo se limpiaron los especímenes en el "Steam Master" para quitarles los residuos del SR gel; se eliminaron los excedentes y se almacenaron en agua a 37°C, en la cámara ambientadora de temperatura por 24 horas.



Fig. 26 "Steam Master"

Después de este tiempo, se midieron con un vernier digital, tanto la anchura como la altura. Y se transfirieron a la máquina de prueba Instron para determinar la resistencia a la flexión en tres puntos a una velocidad de cruzeta 1mm X minuto hasta llegar a la fractura.



Fig. 27 Medición del especimen



Fig. 28 Realización de la prueba de resistencia a la flexión

RESULTADOS

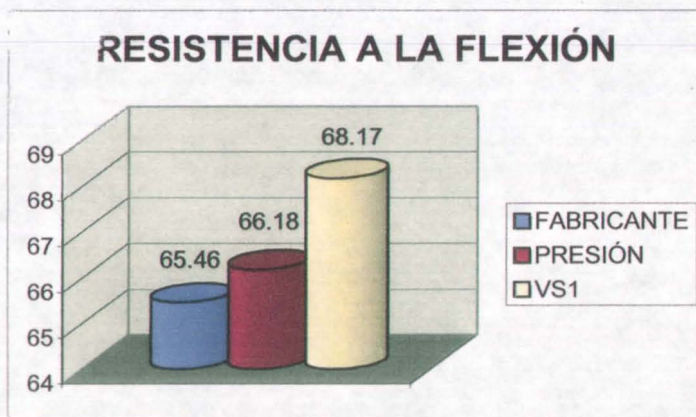


Fig. 29 Gráfica de resultados de la prueba

Se realizó un análisis de varianza por medio del cual se obtuvieron los siguientes datos:

De acuerdo a la gráfica el que grupo que presentó mayor resistencia fue el grupo polimerizado con la unidad de procesado para la elaboración de estructuras (Vectris) mediante presión, luz y calor VS-1, con una media de 68.175 Mpa y una desviación estándar de 11.119 con un coeficiente de variación de 0.163; seguido por el grupo procesado con lámpara de luz halógena Astralis 5 más presión, con una media de 66.188 Mpa y una desviación estándar de 9.191 con un coeficiente de variación de 0.138; por último el grupo procesado como el fabricante lo indica con una media de 65.461 Mpa y una desviación estándar de 9.675 con un coeficiente de variación de 0.147 a una $P = 0.922$.

No existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ellos analizados con la prueba de Tukey a una $P= 0.833$.

GRUPO	MPA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN
FABRICANTE	65.461	9.675	0.147
PRESIÓN	66.188	9.191	0.138
Vs1	68.175	11.119	0.163

Fig 30 Resultados

DISCUSIÓN

Entre los resultados obtenidos en este estudio, se observaron variaciones en la resina SR Adoro ya que presentó valores más altos de resistencia a la flexión en el grupo polimerizado con la unidad de procesado VS-1, seguido por el grupo procesado con lámpara de luz halógena Astralis 5 más presión, por último el grupo procesado como el fabricante lo indica.

El procesado de SR Adoro con la Unidad VS-1 tuvo una duración de 10 minutos 20 segundos, mientras que la fabricación de los especímenes por medio de la Olla de presión a baño maría fue de 5 minutos y por último el procesado como lo indica el fabricante tuvo una duración de 25 minutos. Probablemente, el composite sometido a una post polimerización, ya sea, con luz, calor, vacío o una combinación entre ellas, proporciona al composite mejores características mecánicas, tal como lo menciona Canales Rivera en su estudio en el 2004.⁽¹⁹⁾

Jack Ferracane, Lucas Ferracane, et al.⁽⁴⁾ realizaron un estudio para determinar si los composites polimerizados en el laboratorio con lámpara de luz halógeno tungsteno Triad II de Dentsply tienen resistencia a la flexión iguales que con una lámpara de halógeno tungsteno Optilux 400 de Demetron. El método de curado en la unidad de Triad II es más simple y más eficiente, permitiendo para la polimerización simultánea de especímenes múltiples, requiriendo menos tiempo según lo utilizado en este estudio. Sin embargo, basado en la comparación de la polimerización entre las dos unidades parecería que un curado más corto se habría podido emplear con la luz de Optilux, debido a su alta irradiación, y produjo resultados que fueron equivalentes a éstos Triad II. Por lo tanto, no es posible concluir que el método de Triad II ahorra tiempo para los especímenes individuales. Como en este estudio realizado con SR Adoro, que obtuvo resultados semejantes. Ya que al polimerizar con la unidad de fotocurado VS-1 se obtuvieron mejores resultados en resistencia a la flexión en menor tiempo de exposición.

Franka Stahl, Stephen H. Ashworth⁽²⁰⁾ determinaron que el funcionamiento clínico de compuestos dentales fotopolimerizados es influenciado por la calidad de la unidad de fotocurado usada. El halógeno comúnmente usado tiene algunas desventajas específicas tales como disminuir la salida de luz con el tiempo. Esto puede dar lugar al grado bajo de la conversión del monómero de los composites con implicaciones clínicas negativas. Estudios han demostrado que La luz Emitida por Diodos (LED) tiene el potencial de polimerizar compuestos dentales sin tener las desventajas del halógeno.

Wigren, Stina, et.al.⁽²¹⁾ realizaron un estudio en el que se observó que los microhíbridos altamente llenados se desempeñaron muy bien en pruebas mecánicas y que el material menos llenado demostró características mecánicas muy bajas. Sin embargo, en términos de otras características por ejemplo la decoloración y el desgaste, los materiales con microrrelleno demostraron mejores resultados debido a sus buenas características superficiales y partículas inertes del relleno. Según los resultados de este estudio, el contenido de la microestructura y de relleno es fundamental en la explicación de los diversos comportamientos además dice que los materiales de microrrelleno demostraron mejor funcionamiento total y que fuera de los materiales de microrrelleno, Adoro era el mejor.

Till N. Göhring, et.al.⁽²²⁾ realizaron un estudio en el cual se utilizaron diversos composites para restauraciones indirectas, teniendo como resultado disminución de la fuerza flexural después del almacenaje en agua y termociclado para los materiales de blindaje. La fuerza flexural de armazones reforzados con fibra de vidrio fue diez veces más alta. Por lo que se concluyó que había menos deterioro en composites reforzados comparados con los materiales no reforzados. Puede obtenerse mayor fuerza a la flexión si reforzamos Sr Adoro con fibra de vidrio, ya que este

material es recomendado para su utilización en inlays, onlays, coronas libres de metal y prótesis de tres unidades.

Todas las investigaciones realizadas por los autores se hicieron de manera diferente a la de esta investigación. Estos se basaron en el relleno de partículas inorgánicas y asimismo los especímenes fueron hechos utilizando otras marcas comerciales. Aunque el rango promedio en MPa son similares.

CONCLUSIÓN

Se concluye que la resina compuesta para restauraciones posteriores SR Adoro muestra una aceptable resistencia a la flexión según la especificación No. 27 de la A.D.A que requiere como mínimo 50 MPa, esto para las tres formas de polimerización llevadas a cabo en este estudio, esto quizá podría ser un método para mejorar las propiedades físicas del material. Incluso utilizar equipo menos costoso como la olla de presión para que nosotros en la práctica privada, podamos manipular este tipo de material y elaborar nuestras propias restauraciones.

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

FUENTES DE INFORMACIÓN

- 1- Barceló Santana Humberto Federico, Jorge Mario Palma Calero Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados. Ed. Trillas. México 2002. Págs. 103 - 126.
- 2- Nordase Rodríguez Mario. Composición y clasificación de los composites dentales restaurativos. Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas. 1999. Págs. 1-14.
- 3- Guzmán Báez Humberto José. Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico. 3ª edición. Editorial ECOE ediciones. Colombia 2003. Págs. 191 - 349.
- 4- Ferracane Jack L., Lucas L. Ferracane, Lawrence Musanje. Effect of Light activation method on flexural properties of dental composites. American Journal of Dentistry. Vol. 16, No. 5, 2003. Págs. 318 - 322.
- 5- Cova N. José Luis. Biomateriales Dentales. Editorial AMOLCA. Madrid España 2004. Págs. 233 - 275.
- 6- M. Atai, Iran Polymer Institute, Tehran, Iran. University of Manchester Dental School, United Kingdom. Shrinkage Strain Rates of Resin-Monomer and Composite Systems. 27 June 2003 Svenska Massan A1.
- 7- Jack L. Ferracane. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dental Materials 21 (2005). Págs. 36-42.
- 8- J. David Eick, Robert E. Smith, Charles S. Pinzino, Shiva P. Kotha, Elisabet L. Kostoryz, Cecil C. Chappelow. Photopolymerization of developmental monomers for dental cationically initiated matrix resins Dental Materials 21, 2005. Págs. 384-390,
- 9- Bertoldi Hepburn Alejandro. Nano-tecnología en la formulación de nuevos composites. Buenos Aires, Argentina . 2003
- 10- NORMA 27 ADA.
- 11- ISO 4049:2000 Dentistry -- Polymer-based filling, restorative and luting materials.
- 12- Biological Risks of resin – based materials to the dentin – pulp complex.) Crit Rev Oral Biol Med 15(1): 2004. Págs. 47-60
- 13- LED: Luz Emitida por Diodos para fotopolimerización de resinas compuestas usadas en Odontología Restauradora. Dr. Miguel Angel Saravia Rojas. Sección de Operatoria Dental y Materiales Dentales. Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima - Perú. 2004.

- 14- Saldaña Acosta Fidel, Ramírez Estrada Juan José. Cerómeros Rev ADM 1998; LV(1) : 40.
- 15- Ascheim, Kenneth W; Barry G. Dale. Odontología Estética. Una Aproximación Clínica a las Técnicas y los Materiales. 2ª edición. Editorial Elsevier Science. Madrid, España 2003. págs 97 – 101.
- 16- Vectris. Manual de Instrucciones de uso. Ivoclar Vivadent.
- 17- Ivoclar Vivadent. Scientific Documentation SR Adoro.
- 18- SR Adoro. Manual de Instrucciones de uso. Ivoclar Vivadent.
- 19- Canales Rivera Juan José. Resistencia Flexural de tres resinas compuestas para restauraciones indirectas, sometidas a diferentes tipos de fotopolimerización, con y sin termociclado. Tesis. México, 2004
- 20- Franka Stahl, Stephen H. Ashworth, Klaus D. Jandt and Robin W. Mills. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. Biomaterials Volume 21, Issue 13, July 2000, Págs 1379-1385 .
- 21- Wigren, Stina; Chaabane, Philip. Veneering composites for dental indirect restorations: a comparative study of physical and mechanical properties. Tillämpad fysik, maskin- och materialteknik / Polymerteknik 2003.Págs. 09-15
- 22-Till N. Göhring, Luigi Gallo and Heinz Lüthy . Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. Journal of Dental Materials. 10; 2005. Págs. 689-786