

MAR  
5/18  
R. 15526

Universidad de Valparaíso  
Facultad de Odontología  
Escuela de Graduados



+  
→ 82 R  
2011

## Resinas de Laboratorio para Odontología Restauradora – Historia y Estado Actual

Trabajo para optar al Título de  
Especialista en Odontología Restauradora Estética



**Alumno:**

Dr. Claudio Jorquera Pulgar

**Docente Guía:**

Prof. Dr. Jaime Sarmiento Cornejo

Valparaíso – Chile

2011

## Contenido

<b>I.</b>	<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>6</b>
<b>II.</b>	<b>HISTORIA DE LAS RCI.....</b>	<b>7</b>
<b>III.</b>	<b>RESINAS COMPUESTAS DE PRIMERA GENERACIÓN.....</b>	<b>8</b>
<b>A.</b>	<b>Descripción.....</b>	<b>8</b>
<b>B.</b>	<b>Ventajas.....</b>	<b>8</b>
<b>C.</b>	<b>Polimerización .....</b>	<b>9</b>
<b>D.</b>	<b>Sistemas de Fabricación.....</b>	<b>9</b>
1.	Sistema Directo-Indirecto / Semidirecto .....	9
2.	Sistema Indirecto .....	10
<b>E.</b>	<b>Propiedades.....</b>	<b>10</b>
<b>F.</b>	<b>Desventajas .....</b>	<b>11</b>
<b>IV.</b>	<b>RESINAS COMPUESTAS DE SEGUNDA GENERACIÓN.....</b>	<b>12</b>
<b>A.</b>	<b>Clasificación.....</b>	<b>12</b>
1.	Según Tipo de Polimerización .....	12
2.	Según tipo de relleno .....	12
<b>B.</b>	<b>Indicaciones generales de las resinas de laboratorio.....</b>	<b>13</b>
<b>C.</b>	<b>Estructura y composición .....</b>	<b>13</b>
1.	Rellenos tipo microrelleno .....	13
2.	Rellenos híbridos .....	14
3.	Rellenos Microhíbridos.....	14
4.	Matrices resinosas.....	14
5.	Otros componentes.....	15
<b>D.</b>	<b>Ventajas y desventajas de las resinas de laboratorio .....</b>	<b>17</b>
<b>E.</b>	<b>Técnicas de polimerización.....</b>	<b>17</b>
1.	Calor de polimerización.....	18
2.	Atmósfera de nitrógeno.....	19

3.	Curado de <i>soft-start</i> .....	20
4.	Irradiación de haz de electrones.....	20
5.	Refuerzo con fibras.....	20
<b>V.</b>	<b>FIBRAS DE REFUERZO EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA.....</b>	<b>21</b>
A.	Composición.....	21
B.	Propiedades.....	21
C.	Sistemas.....	22
1.	Sistemas de Laboratorio Preimpregnados.....	22
2.	Sistemas de Uso clínico.....	23
3.	Evidencia Actual en fibras de refuerzo para odontología restauradaora.....	23
<b>VI.</b>	<b>SISTEMAS RESINOSOS DE LABORATORIO DE SEGUNDA GENERACIÓN</b>	
	<b>23</b>	
A.	Artglass (Heraeus –Kulzer).....	24
B.	BelleGlass HP.....	24
C.	Sinfony (3M/ESPE).....	26
D.	Targis (Ivoclar Vivadent).....	27
E.	SR Adoro (Ivoclar / Vivadent).....	27
1.	Composición.....	27
2.	Componentes del Sistema.....	29
3.	Indicaciones.....	31
4.	Propiedades (Ivoclar-Vivadent, 2005).....	31
F.	Solidex (Shofu).....	31
G.	Sculpture (Pentron).....	32
H.	Tescera ATL (Bisco).....	33
I.	Paradigma MZ100 (3M ESPE).....	33
<b>VII.</b>	<b>PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS DE LABORATORIO DE</b>	
	<b>SEGUNDA GENERACIÓN Y CRITERIOS DE SELECCIÓN.....</b>	<b>34</b>
A.	Propiedades Mecánicas.....	34
B.	Propiedades ópticas.....	35

C. Adaptación marginal y la microfiltración .....	36
D. Propiedades superficiales.....	36
E. Tratamiento superficial de los IRC.....	37
F. Ventajas Clínicas de las Resinas de Laboratorio.....	37
G. Estudios Clínicos acerca de resinas de laboratorio .....	38
H. Consideraciones clínicas en restauraciones indirectas posteriores .....	38
1. Preparaciones dentarias.....	39
2. Cementación .....	39
<b>VIII. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>42</b>

### Índice de Tablas

Tabla 1: Propiedades de las RL de segunda generación según tipo de relleno.....	14
Tabla 2: Descripción de capas para aplicar los componentes de SR Adoro, según sustrato	30
Tabla 3: Indicaciones de SR Adoro según infraestructura y cementación.....	31

### Índice de Ilustraciones

Imagen 1: Horno de Termocurado del Sistema SR Adoro (Ivoclar Vivadent).....	19
Imagen 2: Sistema Intro de Belleglass .....	25
Imagen 3: Sistema Sinfony .....	26
Imagen 4: Sistema SR Adoro Basic Kit.....	29
Imagen 5: Algunas jeringas del sistema Solidex.....	32



## **I. INTRODUCCIÓN**

Las formulaciones de resinas compuestas han evolucionado constantemente desde que el Bis-GMA fue introducido a la odontología por Bowen en 1962. Los acontecimientos recientes en la ciencia de materiales y tecnología han mejorado considerablemente las propiedades físicas de los materiales compuestos a base de resina y amplió su abanico de aplicaciones clínicas. Las resinas compuestas de restauración se pueden dividir en resina compuestas directas e indirectas. Las resinas indirectas o RCI también se les conoce como composites de laboratorio. Estos materiales ofrecen una alternativa estética para grandes restauraciones posteriores y hay una gran cantidad de materiales disponibles en la actualidad.

## II. HISTORIA DE LAS RCI

Las resinas compuestas fueron introducidas originalmente para su uso como materiales de restauración anterior. Más tarde, con los avances tecnológicos, se introdujo la posibilidad de una perspectiva en la restauración de dientes posteriores. Si bien hay numerosas causas del fracaso de las restauraciones clínicas realizadas con composites directos, la principal causa del fracaso con las primeras resinas posteriores fue la resistencia pobre resistencia al desgaste. Aunque la más reciente resinas compuestas directas ofrecen una excelente óptica y las propiedades mecánicas, su uso posterior en las grandes restauraciones sigue siendo un reto, ya que la contracción de polimerización la sigue siendo una preocupación en las cavidades con factor C elevado. (Nandini, 2010)

Aunque ha habido numerosos avances en los sistemas adhesivos, sistemas, se observa que la interfaz adhesiva es incapaz de resistir el estrés de polimerización en márgenes de la cavidad libres de esmalte. Esto nos lleva a un sellado inadecuado, lo que resulta en fenómenos muy conocidos en la literatura, como la microfiltración, sensibilidad postoperatoria y caries secundaria. El logro de un adecuado contacto interproximal contacto y el curado completo de las resinas compuestas en las zonas más profundas de una cavidad son otros desafíos relacionados con las restauraciones directas de resina. Varias aproximaciones se han desarrollado para mejorar algunas de las deficiencias de las resinas compuestas de uso directo; sin embargo, ningún método ha eliminado por completo el problema de la microfiltración marginal asociada a las resinas compuestas directas. Las RCI se introdujeron para reducir la contracción de polimerización y mejorar las propiedades del material (Nandini, 2010).

Aunque las propiedades mecánicas de los RCI son mucho menores a la de las cerámicas; en algunas situaciones clínicas, las RCI pueden suplementar y complementar (no sustituir) a las restauraciones cerámicas. Esto se puede ejemplificar en una restauración coronal sobre un implantes. Como la cerámicas muestran un alto módulo de elasticidad y absorben poco de la energía de la masticación, mucha de la fuerza masticatoria se transmite hacia el implante y la estructura periósea, reduciéndose la longevidad de la restauración. En este caso, los polímeros se han convertido en el material de elección en esta situación, ya que absorben relativamente mejor las fuerzas oclusales. Para los pacientes con pobres estructuras periodontales que requieren cobertura oclusal, los materiales absorbentes del estrés materiales como el RCI están plenamente indicados (Nandini, 2010).

### III. RESINAS COMPUESTAS DE PRIMERA GENERACIÓN

#### A. Descripción

Touati y Mörmann introdujeron la primera generación de RCI para inlays y onlays posteriores en la década de los 80. Las resinas compuestas estaban compuestas en su mayoría de una matriz de resina orgánica, relleno inorgánico, y el agente de acoplamiento. Las resinas compuestas indirectas de primera generación tienen una composición idéntica a la de la resina compuesta directa comercializados por el mismo fabricante y los materiales también tenían nombres similares a la de la materiales directos.

Los rellenos fundamentalmente estaban compuestos por partículas de cuarzo, vidrio, borosilicato o cerámica, con tamaños de partícula superiores a 100  $\mu\text{m}$  en un volumen entre 70-80% en peso y 60-65% en volumen. Permitían una alta resistencia compresiva, pero las complicaciones de pulido y brillo final eran evidentes.

La superficie con este relleno queda muy rugosa y tiende a acumular placa bacteriana. Por otra parte, generaban abrasión antagonista.

#### B. Ventajas

En la actividad clínica, el profesional odontólogo puede tener la necesidad de restaurar brechas producto de elementos dentales perdidos. Ésta pérdida, además de generar un problema fundamentalmente estético, genera movimientos en la posición de los dientes contiguos y antagonistas. Estos movimientos, pueden ser migración, giroversión e incluso extrusión.

Considerando lo anterior, las prótesis fijas de tres componente elementos son usualmente realizadas con una estructura metálica fundida sobre la cual es aplicada la porcelana de cobertura; ésta estructura debe entregar resistencia y rigidez suficiente para no resultar en deformaciones permanentes. Si bien las estructuras metálicas presentan propiedades mecánicas comprobadas, una intensa búsqueda por materiales con características estéticas más favorables han llevado a buscar alternativas a las prótesis o los púnticos recién señalados. Dentro de las sugerencias ideadas para reemplazar el metal, encontramos los sistemas cerámicos y de resinas compuestas de laboratorio asociadas a fibras de refuerzo.

Algunas cerámicas pueden ser una opción estética para estructuras de prótesis fijas plurales de tres elementos en sustitución del metal. Loose y colaboradores, concluyeron en 1998 que la resistencia flexural de fibras y resinas son significativamente mayores que la cerámica (cerámicos). Magne y colaboradores, en 2002, utilizando estudios de elemento finito,

demonstraron un componente resiliente de resinas reforzadas por fibras (Sistema Targis Vectris, Ivoclar) que favorecen una mejor transferencia de estrés y reducciones de tensión en la interfase adhesiva en comparación a oro, cerámica de vidrio, aluminio y circonio.

Otra ventaja de las estructuras de resinas reforzadas por fibras es la posibilidad de reparación en caso de la fractura de las resinas aplicada sobre la fibra. A pesar de ser inicialmente sugeridas como refuerzo de prótesis totales y prótesis provisionales y ferulización, hoy representan una alternativa al uso de metales en prótesis fijas de tres elementos y postes intraconducto.

Se han desarrollado sistemas de resinas de laboratorio para la confección de restauraciones unitarias como inlays y onlays. Por otra parte, es necesario un refuerzo de fibras, cuando haya preparaciones parciales o totales para coronas y prótesis adhesivas. Existen varias marcas comerciales y diversos tipos diferentes de fibras de uso profesional.

Las fibras de vidrio o polietileno son una forma de refuerzo de éstas resinas compuestas y han sido ampliamente estudiadas y reportadas en la literatura. Existen algunas dudas sobre cuáles de los sistemas de fibras son más resistentes y cuáles métodos de fabricación se muestran como más efectivos.

### **C. Polimerización**

Al iniciarse la aplicación de luz, la canforquinona se descompone para así formar radicales libres y se inicia la polimerización, lo que resulta en la formación de un polímero altamente entrecruzado. Se ha observado que entre el 25% y el 50% del grupo de metacrilato queda polimerizado.

Para las resinas compuestas para inlays, se entrega extraoralmente, un curado adicional o secundario, que mejora el grado de conversión y también reduce los efectos secundarios de la contracción de polimerización. La única contracción que es inevitable es la de los cementos resinosos. La evidencia muestra que se ha observado que la primera generación de RCI mostró buenas propiedades sólo en estudios de laboratorio, pero presentan fallas en los estudios clínicos. Éstas resinas compuestas laboratoriales, eran fabricados con técnicas directa-indirecta, semi-indirecta, o con un método indirecto se utiliza para fabricar la restauración. (Garber DA, 1994)

### **D. Sistemas de Fabricación**

#### **1. Sistema Directo-Indirecto / Semidirecto**

El material compuesto se condensa en la cavidad, que tiene un medio de separación aplicado previamente. Éste medio de separación es muy útil para una fácil remoción posterior de la incrustación luego del fotocurado inicial intraoral. La restauración se es sometida a la luz

extraoral o calentado en hornos, como por ejemplo, el DI-500 de Coltene Whaledent, o un Horno Cerinate, de Den-Mat, con una temperatura de 110 ° C durante 7 min. Esta técnica suprime la necesidad de una impresión de la cavidad y el procedimiento se puede completar en una sola sesión (Nandini, 2010). El Brillant DI ® (Coltene Whaledent) y el True Vitality® (Den-Mat Corporation), son ejemplos de resinas que utilizan la luz y el calor para la concreción de esta técnica.

## 2. Sistema Indirecto

El inlay es realizado en un modelo. Luego que se aplicó el medio aislante al modelo, se aplica resina compuesta se condensa en incrementos en la cavidad y curados con luz durante 40 segundos para cada una de ellas. Posteriormente se remueve el inlay y luego fotocurado en un horno a 100 ° C durante 15 min (CRC-100®, Kuraray).

La ventaja de esta técnica es que se pueden lograr adecuados contactos proximales. Uno de los primeros materiales que aparecieron en el mercado, encontramos el SR-Isosit®, de Ivoclar, que se comercializaba como Concept® en los EE.UU.

Este sistema utiliza una cura de calor en el aparato hidroneumático Ivomat®. La polimerización se lleva a cabo en agua a 120 ° C y una presión de 6 bar durante 10 minutos (Peutzfeld, 2001). Otro ejemplos de materiales indirectos de primera generación son:

- Clearfil CR Inlay® (Kuraray), con curado por luz y calor
- Conquest® (Jeneric /Pentron)
- EOS® (Vivadent)
- Dentacolor® (Kulzer), que usa calor como curado adicional
- Visio-Gem® (ESPEPremiere), usa calor y vacío como curado adicional (Garber DA, 1994)

Se puede decir que es posible utilizar cualquier resina compuesta posterior para técnicas indirectas con técnicas de curado adicionales.

## E. Propiedades

Diversos estudios han demostrado las propiedades de los compuestos de primera generación. Se ha visto que el grado de conversión aumentó un 6% a 44%. La resistencia flexural se encontraba entre 10 a 60 MPa y el módulo de elasticidad osciló entre 2000-5000 MPa. El efecto del curado adicional, puede variar entre ciertos materiales, dado que algunos responden mejor al curado adicional y porque se pudieron usar diferentes metodologías para la determinación de estos parámetros señalados anteriormente. La temperatura de post-curado tiene una influencia mucho mayor sobre el grado de conversión de la duración del post-curado. Wendt demostró que un

tratamiento térmico y lumínico a 123 ° C (253 ° F) produce un aumento de la dureza y resistencia al desgaste cercano al 60% -70% (Wendt, 1987).

De todas maneras, el tratamiento térmico no influyó en el la resistencia al desgaste durante el uso clínico. Independientemente del tiempo, las tasas de desgaste para el grupo de cuerpos de prueba con tratamiento térmico y sin tratamiento térmico- eran exactamente los mismos: alrededor de 60  $\mu$  en 3 años. Hay estudios clínicos de otras composiciones, con el mismo tratamiento térmico que han generado resultados similares (Nandini, 2010). Se ha visto que, el suplementar un fotocurado convencional adicional, aumenta la conversión de monómero, lo cual no necesariamente mejora las propiedades físicas (Nandini, 2010).

#### **F. Desventajas**

La primera generación de compuestos mostraron pobres resultados clínicos y *in vitro*. Dentro de los problemas encontrados, podemos indicar:

- resistencia al desgaste insatisfactoria
- alta incidencia de fractura en bloque
- brechas marginales
- micro infiltración
- fracaso adhesivo

La principal razón que llevó a que se generasen éstos problemas fue la deficiente unión entre el relleno orgánico relleno y matriz inorgánica.

Por ende, las medidas para resolver este problema incluyen el aumento del relleno inorgánico, reducción del tamaño del relleno, y la modificación del sistema de polimerización.

#### IV. RESINAS COMPUESTAS DE SEGUNDA GENERACIÓN

Los fracasos clínicos sufridos con las resinas de primera generación y las limitaciones al enfrentarse con los materiales de tipo cerámica, llevaron al desarrollo de resinas compuestas de segunda generación mejorada. Las mejoras se manifestaron principalmente en tres áreas: estructura y composición, la polimerización técnica y de refuerzo de fibra (Miera, 1998).

A finales de los años 80, la casa comercial Kerr lanzó el Herculab, una resina con mayor opción y con caracterizaciones, además de una serie de productos auxiliares para mejorar la manipulación de la resina de laboratorio. Miyashita indica que éste fue el marco que diferenció la transición entre las resinas de primera y de segunda generación, por presentar partículas híbridas de una gran densidad, sobre el 85%, junto con mejoras en la matriz orgánica para permitir un aumento en el grado de conversión y métodos de polimerización adicionales, como el calor, presión y el uso del nitrógeno (Miyashita, 2005).

Durante los años 90, aparecen sistemas más elaborados, como Artglass de Heraeus Kulzer, Belle Glass HP de Kerr, Sculpture de Pentron y Targis de Ivoclar Vivadent. Estos materiales presentan un aumento en la resistencia a la flexión respecto de las de primera generación, subiendo de 60-80 MPa a 120-160 MPa (Miyashita, 2005).

##### A. Clasificación

Las resinas de laboratorio de segunda generación se pueden clasificar:

##### 1. Según Tipo de Polimerización

- Fotocurado (SR Spectrasit, Enamel Plus HFO, Cristobal<sup>+</sup>, Sinfony, Gradia, Signum<sup>+</sup>, Dialog, Solidex)
- Curado Presión y Calor (Belle Glass HP, SR Chromasit)
- Curado Luz y Calor (SR Adoro, Targis)

##### 2. Según tipo de relleno

- Macropartículas
- Microrrelleno

- Híbrido
- Microhíbrida

## **B. Indicaciones generales de las resinas de laboratorio**

Como indicaciones generales encontramos:

- Carillas en el sector anterior
- Inlays, onlays, overlays
- Coberturas sobre estructuras metálicas en prótesis fija
- Asociado a fibras en puentes de una unidad

## **C. Estructura y composición**

Las resinas compuestas de laboratorio de segunda generación tienen un relleno microhíbrido diámetro de 0,04 a 1  $\mu$ , lo que contrasta con los de primera generación, que eran de microrrelleno. El contenido de relleno, fue también el doble que la matriz orgánica de los compuestos de los primeros. Por el aumento de la carga de relleno, las propiedades mecánicas y resistencia al desgaste mejoraron de forma importante, y la reducción de la matriz de resina orgánica, ha permitido la reducción de la contracción de polimerización se reduce (Miera, 1998). Esta nueva formulación, que se presenta en resinas como Artglass® y BelleGlass HP®, contienen altas cantidades de contenido de relleno, que los hacen adecuados para restauración de dientes posteriores. Otros, como Solidex® (Shofu Inc.), tienen una carga de relleno intermedio, que permite una mejor estética y son los preferidos para dientes anteriores (Nandini, 2010).

### **1. Rellenos tipo microrelleno**

Las resinas compuestas de laboratorio de segunda generación con microrelleno, presentan partículas de tamaño inferior a 1  $\mu$ m, formado por silica dispersa o dióxido de silicio, generalmente. El relleno permite un mejor pulido, pero una baja resistencia al desgaste. Los llamados complejos de micropartículas, generados por la adición de prepolímeros que tienen diámetros de partículas entre 10 y 30  $\mu$ m, mejorando la resistencia al desgaste y compensando de mejor manera la contracción de polimerización.

Los complejos de partículas, pueden ser de micropartículas unidos a plásticos prepolimerizados, que son polimerizados en hornos y luego pulverizados; micropartículas incorporadas a polímeros esféricos, logrando diámetros entre 30 y 40  $\mu\text{m}$ ; y las micropartículas aglomeradas, con tamaños entre 1 y 25  $\mu\text{m}$ .

## 2. Rellenos híbridos

En este tipo de resinas se buscó mejorar la capacidad de pulido, manteniendo una buena resistencia. Se incorporan dos rellenos, la silica coloidal, que ocupa alrededor de un 20% en peso; y partículas de cristales que contienen metales pesados, que ocupan el resto de la formulación de relleno y tienen tamaños de partículas entre 0,6 y 1,0  $\mu\text{m}$ . Mejora la textura superficial, la capacidad de pulido, la estética y la resistencia a las cargas compresivas.

## 3. Rellenos Microhíbridos

Muy similares a las anteriores, sólo varía el tamaño de la partícula más pequeña, que es inferior a la predecesora.

Característica/Tipo de Relleno	Microrelleno	Relleno de vidrio	Híbridos
Módulo de elasticidad (MPa)	3000-8000	3000-25000	3000-8000
Resistencia a la presión (MPa)	190-300	250-3000	300-380
Resistencia a la flexión (MPa)	60-150	100-250	60-150
Dureza Vickers (HV)	200-600	300-1000	300-800

**Tabla 1: Propiedades de las RL de segunda generación según tipo de relleno**

## 4. Matrices resinosas

El monómero más usado es el BisGMA, molécula con una alta absorción de agua por los grupos hidroxilos presentes en su composición. Esto genera una pérdida de color en el tiempo y un resultado estético final insatisfactorio. El TEGDMA ha sido agregado para compensar la alta viscosidad y mejora la manipulación. Otros fabricantes agregan el UDMA, que es menos viscoso,

más rígido, absorbe menos agua, son mucho más estables en el medio oral y tienen mejor estabilidad de color en el tiempo.

PRODUCTO	EMPRESA	RELLENO	% VOLUMEN	CLASIFICACIÓN	MONÓMERO
Belleglass	Kerr	Borosilicatos, Vidrio de Bario	63	Microrrelleno	BisGMA, TEGDMA
ArtGlass	Heraeus Kulzer	Vidrio de Bario, Sílice Coloidal	68	Microrrelleno	BisGMA, Ester de Metacrilato funcional
Targis	Ivoclar Vivadent	Vidrio de Bario, dióxido de silicio	55	Microhíbrida	BisGMA, UDMA
Adoro	Ivoclar Vivadent	Dióxido de silicio disperso, prepolímeros	75	Microrrelleno	UDMA, Dimetacrilato alifático
Sinfony	3M ESPE	Borosilicatos, sílice pirogénica	43	Microhíbrida	Monómeros alifáticos y cicloalifáticos

**Tabla 2: Marcas comerciales y su tipo de relleno y monómeros**

## 5. Otros componentes

Otros componentes que forman parte de la resina compuesta de laboratorio son los aditivos, que se incorporan a la masa para conferir una mejor estabilidad en el almacenamiento, de color, imitar el color dentario, aumentar el tiempo de trabajo, evitar polimerización prematura y otorgar la siempre necesaria fluorescencia.

Por otra parte, otro componente importante es el silano o agente acoplador que busca la unión entre la matriz orgánica y la inorgánica.

Los iniciadores, son necesarios para la activación. Los pigmentos son agregados para lograr colores similares a la estructura dentaria.

#### **D. Ventajas y desventajas de las resinas de laboratorio**

Cuando hablamos de las ventajas de estas resinas de laboratorio, encontramos:

- Estética, su color y terminación excelentes.
- Refuerza tejido dentario remanente.
- Mayor resistencia al desgaste que resina directa compuesta.
- Elimina galvanismo.
- Menor contracción por polimerización.
- Menor filtración marginal y menor tensión intracuspídea que una resina compuesta directa.
- Menor sensibilidad posoperatoria por mejor cierre marginal.
- Mejor contorno y contacto proximal.
- De fácil reparación.

Dentro de las desventajas, encontramos:

- Costo más elevado.
- Más tiempo clínico.
- Técnica muy cuidadosa y no permite errores.
- No admite espesores delgados por riesgo de fractura.
- Requiere una preparación con mayor destrucción de tejido que una restauración para resina compuesta directa.
- Posible desgaste o fractura en zonas de carga intensa.
- Cemento adhesivo expuesto al medio bucal, es un sitio de mayor desgaste que el resto de la restauración

#### **E. Técnicas de polimerización**

La polimerización adicional extraoral no mejora de forma eficiente el grado de conversión. Por lo tanto, se pueden usar condiciones específicas como el medio ambiente de alta temperatura, vacío, presión, y libre de oxígeno para lograr una adecuada polimerización de la segunda generación de

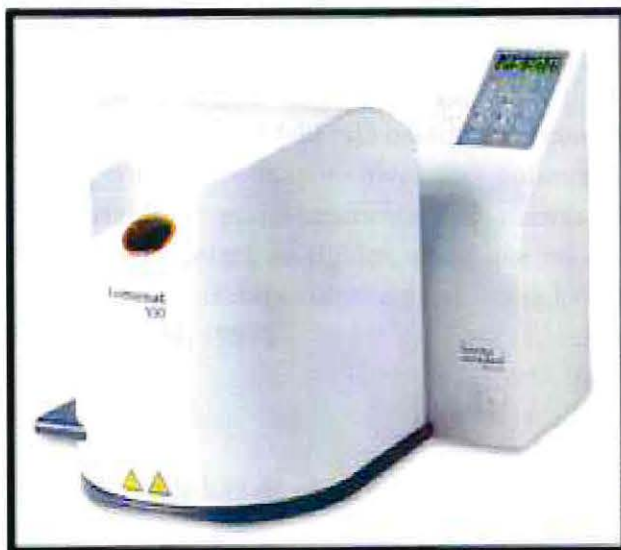
RCI (JL Ferracane, 1992). A continuación, se describirán las técnicas para el curado adicional de las RCI:

PRODUCTO	EMPRESA	RELLENO
Belleglass	Kerr	Luz, calor, presión y ausencia de oxígeno
ArtGlass	Heraeus Kulzer	Fotoactivación
Targis	Ivoclar Vivadent	Luz y calor
Adoro	Ivoclar Vivadent	Luz y calor
Sinfony	3M ESPE	Fotoactivación

**Tabla 3: Marcas comerciales y sus sistemas de polimerización**

### 1. Calor de polimerización

La temperatura utilizada normalmente suele estar entre 120 y 140 ° C. En general, lo ideal es que la temperatura aplicada en este tratamiento debe estar por encima de la temperatura de transición del vidrio de la resina compuesta, llamada  $T_g$  (M Eldiwany M, 1993). Lo anterior, permite un aumento significativo en la movilidad de la cadena polimérica, favoreciendo un entrecruzamiento adicional y liberación del estrés. Esta situación, sin embargo, puede causar la degradación del compuesto. El calor puede ser aplicado en autoclave, hornos de fundición, u hornos especiales. El calentamiento post-curado de la resina disminuye los niveles de monómero sin reaccionar después del fotocurado inicial.



**Imagen 1: Horno de Termocurado del Sistema SR Adoro (Ivoclar Vivadent)**

Es este fenómeno encontramos dos mecanismos que pueden estar involucrados. En primer lugar, el monómero residual se une de forma covalentemente a la red de polímero, como resultado del tratamiento térmico, dando lugar a aumento del grado de conversión. Por otra parte, los monómeros que no han reaccionado se volatilizan durante el proceso (YH Bagis, 2000). La combinación de calor y luz aumenta la energía térmica suficiente para permitir una mejor conversión de los dobles enlaces. Heraeus Kulzer y su producto Charisma® fueron los primeros que usaron este concepto, obteniendo un aumento en la resistencia al desgaste cercana a un 35% en el curado con luz y calor, en comparación con el curado de luz sola (Nandini, 2010).

## **2. Atmósfera de nitrógeno**

El aire, que por supuesto contiene oxígeno, tiende a inhibir la polimerización de todas las resinas, tanto directas como indirectas y también juega un papel importante en la transparencia u opacidad aparente de la restauración de resina curada. El atrapamiento de oxígeno en la restauración tiende a romper o difractar la luz natural, dado que se refleja desde la superficie de la restauración. La eliminación de todas las burbujas de aire genera una restauración más translúcida. Por otra parte, el oxígeno atrapado aumenta la tasa de desgaste por debilitamiento de su estructura alrededor. La presión de nitrógeno elimina el oxígeno interno antes que el material comience a curar. Esto influye en el grado de conversión, la estética, el desgaste y abrasión. BelleGlass® y Sculpture Plus® usan este sistema complementario de curado en una campana de nitrógeno (Leinfelder, Indirect posterior composite resins, 2005).

### 3. Curado de *soft-start*

El concepto de curación lenta descrita por Mehl está basado en el concepto de que una menor tasa de velocidad de curado permite un mayor nivel de polimerización. Mayores tasas de polimerización tienden a rigidizar prematuramente las nuevas ramas generadas por la polimerización. Tal condición aumentará su rigidez, dado que no se permitirá la propagación molecular. Tal concepto se ha incorporado en el curado de resinas tales como BelleGlass ® y Cristobal ® (A Mehl, 1997).

Nvidia geforce 9400 gt

### 4. Irradiación de haz de electrones

La irradiación con un haz de electrones es otro método descrito para mejorar las propiedades de la resina compuesta laboratorial. Esta metodología se usa habitualmente en el mundo industrial con polímeros como el polietileno y policarbonato. Las dos principales reacciones que ocurren cuando un polímero es sometido a irradiación con haz de electrones son la cadena de rotura y la unión de cadenas. Cuando la rotura de las cadenas se produce en la región donde se genera la malla o red, hay una inducción de para generarse un empaçado denso. Esto influencia la unión entre la carga de relleno y la matriz, lo que mejora las propiedades mecánicas y aumento de las tasas de éxito. La posible desventaja de esta técnica es la degradación del polímero y la decoloración de la resina. En la literatura aparecen diferentes dosis de radiación, usualmente se usan 200 kGy, pero dosis bajas, tal como 1 kGy también ha demostrado mejorar las propiedades. Debido a razones económicas, es imposible irradiar coronas individuales o prótesis fijas plurales. Behr y Rosentritt han demostrado que la irradiación de materias primas de los materiales compuestos permite su mezcla con nuevo material para mejorar sus propiedades (Nandini, 2010).

### 5. Refuerzo con fibras

Dada la importancia de éste capítulo, es que se analizará como punto aparte.

## V. FIBRAS DE REFUERZO EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

Smith introdujo las resinas compuestas reforzadas con fibra en la década de 1960. Se han probado Fibras de polietileno, de carbón/grafito, Kevlar® y fibra de vidrio. Vidrio y polietileno de uso común en odontología. Las fibras actúan deteniendo los cracks y mejora las propiedades del composite. La matriz de resina actúa para proteger la fibra y fijar su orientación geométrica. El óxido de boro, un agente formador de vidrio, está presente en un 9.6% en peso en fibras de tipo E y menos de 1% en peso en las fibras S. Estas fibras últimamente mencionadas, son las más comúnmente utilizadas en odontología (Nandini, 2010).

### A. Composición

Bottino indica que los dos tipos de fibras originalmente considerados eran el vidrio y el polietileno. La fibra de vidrio se compone de silicio, aluminio y diferentes óxidos de magnesio, presentando las mismas propiedades, independiente de la dirección de la carga. Las fibras de polietileno tienen buenas propiedades para tensión, pero funcionan mal en situaciones de compresión. En los finales de los 90, se incursionó en fibras de carbono y de kevlar (Bottino, 2001).

### B. Propiedades

Las fibras pueden ser dispuestas en una dirección (unidireccional), con las fibras que van de un extremo a otro en forma paralela. Alternativamente, las fibras se pueden organizar en diferentes direcciones a otros, que sea el resultado de una arquitectura de tejido o malla (Nandini, 2010).

Cuando la orientación direccional del eje mayor de la fibra larga es perpendicular a las fuerzas aplicadas, el resultado será una mayor fuerza de refuerzo (S Turkaslan, 2009). Las fuerzas que son paralelas a la orientación de la fibra, producirán una matriz tendiente al fracaso, y por consiguiente, un escaso rendimiento de refuerzo. El refuerzo multidireccional se acompaña de una disminución de la resistencia en cualquier dirección, en comparación con la fibra unidireccional.

En zonas de alta carga, se requiere un material con una alta resistencia a la flexión, de alto módulo elástico, baja deformación y alta resistencia al impacto y a la fatiga. El volumen de fibra, su arquitectura, el envejecimiento, y la posición influye tanto en la resistencia a la flexión como en el módulo de la resina compuesta. Los estudios de laboratorio han demostrado que el refuerzo efectivo sólo se logra cuando las fibras se colocan en el lado donde los esfuerzos de tracción son realizados. La aplicación de fibras de vidrio unidireccionales que no son preimpregnado o envejecidas en el lado de tracción en lugar de fibras de polietileno mejora la resistencia a la flexión. Agregando fibras de polietileno en el lado de compresión añade

resistencia al material. Los otros factores que afectan el módulo de los composites reforzados con fibra son las propiedades físicas y químicas de la resina compuesta, y la adhesión interfacial y coincidencia de módulo entre la fibra y la resina compuesta de recubrimiento. Algunos autores han sugerido que la unión interfacial entre las fibras de polietileno y la matriz es débil. Se ha demostrado que la uso de fibras de vidrio silanizadas con resina pre-impregnada resulta en mejores propiedades mecánicas (JM Bae, 2004).

### C. Sistemas

Dentro de las fibras más conocidas de uso en odontología, encontramos:

#### 1. Sistemas de Laboratorio Preimpregnados

##### a) *Vectris*

Las fibras Vectris, fueron introducidas en 1996 por la empresa Ivoclar.

Están compuestas por Bis GMA y TEGDMA, desde un 24 a 39% en peso, UDMA en un 0,3 y 0,1% en peso. Fibras de vidrio preimpregnadas de tipo E y R, en un 60% en peso para el *Vectris Pontic* y en un 45 a 50% para otros materiales.

Dentro de sus tipos, encontramos

- Frame, con fibras de vidrio tejidas tipo E
- Single, con fibras de vidrio tejidas tipo E
- Pontic, fibras de vidrio tipo R unidireccionales

Su procesado comprende una polimerización inicial de 1 minuto, con unidad de fotocurado y una polimerización final con curado con luz y con calor, en una unidad hecha para tal efecto (Targis Power), por 25 minutos

##### b) *FiberKor*

Está compuesto por fibras de vidrio tipo S, en un 60% en una matriz de 100% de BisGMA. Fabricado por la empresa Jeneric/Pentron. Se presenta en 3 versiones

- Fibrekor 2K, con 2000 fibras individuales unidireccionales
- Fibrekor 4K, con 4000 fibras individuales unidireccionales, y
- Fibrekor 16K, con 16000 fibras individuales unidireccionales.

## 2. Sistemas de Uso clínico

En el siguiente cuadro, encontramos las siguientes marcas comerciales:

Marca	Empresa	Composición	Arquitectura de fibras	Método de procesamiento
Ribbond,	Ribbond,	Polietileno	Polietileno tipo lenoweave (tejido reticular punto)	Requiere impregnación en clínica
Conectar	(Kerr)	Gas plasma tratado tejido de fibras de polietileno.	Braid	preimpregnado
Splint It	(Jeneric / Pentron)	Vidrio	Unidireccional	Preimpregnado
Splint It	(Jeneric / Pentron)	Vidrio y polietileno	Tejer	Preimpregnado
Everstick	(Memory Tech Ltd)	Vidrio unidireccional preimpregnada	Fiberflex	Biocomp
Kevlar unidireccional Requiere impregnación en clínica	Glaspan	(Glaspan)	Vidrio Presidente Braid impregnación lado requiere	DVA fibras
(Dental Empresas)	Polietileno unidireccional Requiere impregnación en clínica	Férula de fibra	(Polydentiainc)	Tejido de vidrio Presidente impregnación lado requiere

## 3. Evidencia Actual en fibras de refuerzo para odontología restauradaora

## VI. SISTEMAS RESINOSOS DE LABORATORIO DE SEGUNDA GENERACIÓN

### **A. Artglass (Heraeus –Kulzer)**

Artglass fue lanzada en 1995. Posee un relleno de 70% en peso de un vidrio de bariosilicato de  $0.7\mu$ . La matriz es de 30% en peso de resina orgánica. Adicional a las moléculas bifuncionales convencionales, Artglass contiene cuatro a seis grupos funcionales que ofrecen la posibilidad de una mayor cantidad de conversiones de doble enlace.

La polimerización es ejecutada en una unidad especial con una luz estroboscópica de xenón luz (UniXS, Heraeus / Kulzer). La unidad emite 4,5 vatios como la energía luminosa utilizable, mientras que el rango de emisión es de entre 320 y 500. La máxima intensidad es emitida sólo por 20 milisegundos, seguido de 80 milisegundos de oscuridad. Este tipo de exposición a la luz aumenta el potencial de polimerización. El corto tiempo de excitación, seguido de un largo período de no exposición permite a la resina ya fotocurada, relajarse parcialmente, así, la mayoría de los reactivos de doble enlace de carbono quedan disponibles para la reacción.

Tiene como relleno un vidrio de bario radiopaco de  $0,7\mu$  de tamaño, sílice coloidal, vidrio de aluminio, completando un 69% en volumen. El polímero es fundamentalmente BisGMA.

Puede ser utilizada para la fabricación de inlays, onlays y coronas con o sin (que va entre níquel-cromo a metales con base de oro). La unión con el sustrato de metal es lograda mediante la aplicación de un copolímero flexible de acrilonitrilo (Kevloc), a la superficie del metal, superficie antes de la colocación y curado del material de restauración (Leinfelder, 1997)

### **B. BelleGlass HP**

Está compuesto por un relleno de silanato microhíbridos de  $0,6\mu$ . Los composites de base y la superficie que están disponibles, se utilizan en la dentina y el esmalte. Ddispone de 5 colores de resina. El composite de base tiene rellenos de bario de vidrio (78,7% en peso y 65% en volumen). El material de la superficie tiene rellenos de boro-silicato que proporcionan una mayor óptica (74% en peso y 63% en volumen). La resina de la matriz de la dentina será bis-GMA, mientras que, para esmalte, se usa una combinación un metacrilato diurethano de TEGDMA saturados y dimetacrilato alifáticos.



**Imagen 2: Sistema Intro de Belleglass**

Este sistema, utiliza dos unidades de curado diferentes. Esto da la ventaja de la aplicación por capas, con lo cual se puede restaurar el diente de forma más natural, con un esmalte traslúcido que cubre la capa dentinaria más opaca, y con las diferencias de dureza que permite absorber las tensiones. El composite de base es fotopolimerizado, con una unidad de luz convencionales, que estabiliza la restauración durante la aplicación por capas y reserva superficies sin reaccionar para permitir la adhesión futura. La superficie de la resina es termocurada. Este termocurado se realiza mediante el calentamiento en un horno a 140°C a 80 psi de presión durante 20 minutos. La atmósfera se mantiene libre de oxígeno y bajo una presión de gas de nitrógeno (DA Terry, 2001).

En relación a la carga de relleno de la resina, la reducción en el tamaño de la carga mejora el pulido y la suavidad del material.

### C. Sinfony (3M/ESPE)

La resina Sinfony, usa micro rellenos de vidrios ultrafinos o polvos de vidrios cerámicos de sílica pirogénica. Ésta última, es una forma de dióxido de silicio amorfo con un diámetro de partícula primaria menos a  $0,05 \mu\text{m}$ , producidos con una llama de gas de oxi-hidrógeno. La matriz funcional está compuesta de monómeros de metacrilato.

El sistema comprende dos unidades de polimerización (Visio alfa, Visio beta). Visio alfa está equipado con una lámpara halógena, mientras que el Visio beta está equipado con cuatro tubos fluorescentes. La longitud de onda de la luz oscila entre los 400-550nm. El modo de polimerización para la fuente alfa es de 15 segundos, mientras que la fuente de beta es de  $40^\circ \text{C}$  durante 15 minutos. La otra unidad no propietaria de 3M, es la Hyper LII, que es un dispositivo de alta intensidad de luz de polimerización equipada con dos lámparas de halogenuros metálicos. La longitud de onda está en el rango de 250-600 nm y con una intensidad de 150 W durante 60 segundos. La polimerización de este material con dos diferentes fuentes de luz mejora las propiedades del material.



Imagen 3: Sistema Sinfony

Este material se utiliza para el recubrimiento total de prótesis fijas y removibles en estructuras metálicas, para inlays /onlays, coronas individuales, puentes de resina reforzados con fibras, y para personalización de dientes prefabricados.

La Sílica pirogénica tiene gran área de superficie (hasta 350 m<sup>2</sup> / g) y, por lo tanto, genera un efecto de engrosamiento efecto. Es usada para se utilizan para controlar las propiedades reológicas de la resina. La partículas de microrelleno se pueden puede insertar por sí mismos entre los macrorellenos (Nandini, 2010)

#### **D. Targis (Ivoclar Vivadent)**

Lanzada en 1996, posee un relleno de 77% en peso, de tipo trimodal y un vidrio de bario con un tamaño de partícula de 1µm. Posee un relleno de sílice esférica de 0,25 µm y sílice coloidal de 0,015 a 0,05 µm. La matriz tiene monómeros convencionales.

Targis debe recubrirse con gel de glicerina (Targis Gel) para prevenir la formación de la capa inhibida de oxígeno y es colocado en la unidad de Curado Targis Power en un ciclo de luz emitida por los primeros 10 minutos junto con un aumento de la temperatura a 95 ° C por 25 minutos, y de refrigeración durante 5 minutos.

Puede ser utilizado sin material de infraestructura, para fabricar inlays y onlays adhesivos, carillas y coronas anteriores. En el fondo, es un material de cobertura (Nandini, 2010)

El fabricante ha señalado que ha observado que las partículas de relleno de vidrio tienen una inclinación a disolverse lentamente en el medio bucal, especialmente en aquellos pacientes cuya dieta contiene una amplia cantidad de ácidos orgánicos. Por ello, la superficie de composite se vuelve más rugosa, lo cual puede conducir a una acumulación mayor de placa, en especial con una deficiente higiene bucal. De cierta forma, ésta situación llevó al desarrollo de una nueva resina para las indicaciones señaladas arriba (Ivoclar-Vivadent, 2005).

#### **E. SR Adoro (Ivoclar / Vivadent)**

##### **1. Composición**

El material posee los siguientes componentes base del relleno: partículas de vidrio, principalmente aluminio de bario, vidrio de silicato o cerámica de vidrio; partículas de dióxido de silicio; sistema de mezcla de óxidos; partículas radiopacas, como el. trifluoruro de iterbio y un copolímero, que es composite que se ha reducido de nuevo a partículas de relleno

Las ventajas de las partículas de relleno grandes de SR Adoro, es que pueden combinarse con aquellas de los microrrellenos hasta un cierto grado utilizando relleno de polímero molido

(copolímeros) para la fabricación de los composites. Para producir un copolímero, primero hay que preparar un composite microrrelleno, fragmentarlo y molerlo hasta obtener partículas de hasta 10-30  $\mu\text{m}$  de tamaño. Este copolímero se utiliza para producir un composite, el cual solo incorpora microrrelleno inorgánico. Si se polimeriza un composite de este tipo, los copolímeros se integran totalmente en la resina, resultando un composite homogéneo con una alta carga de microrrelleno inorgánico.

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

Respecto de la resina propiamente tal, históricamente se usaba Bis-GMA y TEGDMA, que permitía mejorar la manipulación del primero; pero lamentablemente son hidrofílicos, y por ende, susceptibles a la absorción de agua, lo cual puede pigmentar las restauraciones. Adoro posee un dimetacrilato alifático de baja viscosidad que se utilizó como una alternativa al TEGDMA. Por otra parte, usa un UDMA aromático alifático para reemplazar el Bis-GMA. Estos monómeros no tienen un grupo hidróxilo y por lo tanto son menos susceptibles a la absorción de agua y a la solubilidad.



**Imagen 4: Sistema SR Adoro Basic Kit**

## 2. Componentes del Sistema

El kit de trabajo se compone de los siguientes elementos (Ivoclar-Vivadent, 2005):

- SR Adoro layering materials, compuestos por dimetacrilato entre un 17-19% en peso, un copolímero y dióxido de silicón en un 83% en peso, junto con otros componentes adicionales, estabilizadores, catalizadores y pigmentos, en menos de un 1% en peso. El contenido de relleno inorgánico está cercano al 64-65% en peso, con tamaños de partículas entre 10 y 100 nm. Este material principal incluye las siguientes subdivisiones:
  - Neck
  - Deep Dentin
  - Dentin
  - Incisal
  - Transpa
  - Impulse
  - Gingiva

- SR Adoro Liner, que permite la unión al Vectris, que tiene un 49% en peso de partículas de relleno de vidrio de Bario (Nandini, 2010). El Vectris debe ser cubierto por un líquido humectante para cumplir la operación.
- SR Adoro Opaquer, material fluido para opacar sustratos decolorados.
- SR Adoro Stains, para realizar caracterizaciones.
- SR Adoro Add-On, resina destinada a hacer correcciones luego del atemperamiento, posee una opacidad incisal media. Se pueden hacer ajustes en puntos de contactos y en apoyos de pónicos.
- SR Model Separator, resina muy fluida para separar los muñones de trabajo en metales y en yeso.
- SR Link, diseñado para unirse al metal de infraestructura.
- SR Gel, que evita la formación de la capa inhibida. Compuesto de glicerina impermeable y se aplica antes del último ciclo de polimerización final.
- SR Adoro Thermo Guard, pasta protectora en base a dietilenglicol y agua, con un efecto aislante para enfriamiento y evita que el metal se caliente de la misma forma que la temperatura circundante y el material de blindaje, que esta cercana a los 104 °C
- SR Retention Adhesive, que permiten hacer fijaciones en las restauraciones modeladas.
- SR Microretention, 200–300 micrones y de 400–600 micrones, permiten generar perlas de retención.
- SR Composiv, pasta de union de color marfil para optimizar la unión de diferentes materiales de resina. Permite unir dientes prefabricados, específicamente los Ivoclar/Vivadent y el SR Adoro.
- Universal polishing paste, pasta de pulido

Dentro de la aplicación del material a los diversos sustratos, se recomiendan las siguientes etapas según sea la indicación que se haya recomendado para el caso clínico en particular.

<b>Aplicación</b>	<b>Inlays/Onlays</b>	<b>Con estructura</b>	<b>Con estructura Vectris</b>
Estructura	-	Aleaciones dentales	Fibra de vidrio Vectris
Unión a la	-	SR Link	Líquido acondicionador
1. Capa	SR Adoro	SR Adoro Opaquer	SR Adoro Liner
2. Capa	SR Adoro	SR Adoro Dentina	SR Adoro Dentina
Caracterizació	SR Adoro	SR Adoro Stains	SR Adoro Stains
3. Capa	SR Adoro	SR Adoro Incisal	SR Adoro Incisal

Tabla 4: Descripción de capas para aplicar los componentes de SR Adoro, según sustrato

### 3. Indicaciones

En la tabla siguiente se resumen las indicaciones del SR Adoro, en función si presenta material de infraestructura o no:

Material para estructuras	Cementación	Indicación
Ninguna	adhesiva	-Inlays, onlays y carillas -Coronas anteriores
Vectris	adhesiva	-Coronas anteriores y posteriores -Puente de 3 piezas anteriores y posteriores -Puente inlay de 3 piezas
Vectris	convencional	-Provisionales a largo plazo
Metal	convencional	-Blindaje de restauraciones con estructura metálica -Blindaje en prótesis combinada -Blindaje de superestructuras de implantes

Tabla 5: Indicaciones de SR Adoro según infraestructura y cementación

### 4. Propiedades (Ivoclar-Vivadent, 2005)

- Buenas propiedades de modelado y consistencia no pegajosa, que permite un adecuado manejo y ahorro de tiempo de trabajo.
- La estructura del material facilita el fácil tallado y pulido, lo cual redundará en un brillo estable, buenas propiedades de desgaste, sin acumulación de placa y resistente a la decoloración.
- Estabilidad de color, fluorescencia y efecto opal natural.
- Polimerización con luz y calor a 104°C, que optimiza las propiedades físicas del material y la calidad superficial del mismo.

### F. Solidex (Shofu)

Es un sistema de fotocurado indirecto polimérico cerámico. Posee un relleno de 53% en volumen de dióxido de silicio y de óxido de aluminio de 1µm de diámetro y microfibras de cerámica.

La matriz tiene un 25% en peso de copolímeros de resinas multi-funcionales y 22% resinas / iniciadores convencionales. Está disponible como en versiones para metal primers, colores cervicales, incisal, de cuerpo, translúcidos y opacos. La polimerización de luz adicional se hace con el sistema Solidilite, equipado con 4 lámparas halógenas para curado rápido para un tiempo de curado de 1 a 5 minutos, con longitud de onda de 420-480 nm y una temperatura de 55 ° C. Tiene un sistema de polimerización inicial sin necesidad de retirar la restauración del modelo (Nandini, 2010).



**Imagen 5: Algunas jeringas del sistema Solidex**

#### **G. Sculpture (Pentron)**

Resina compuesta de uso indirecto nano-híbrida disponible con colores de cuerpo, incisal, opaco, y cervical. La matriz está compuesta por metacrilatos bifuncionales de PCBisGMA, EBPADMA, BisGMA, UDMA y HDDMA. El relleno tiene componentes silanizados como el bario borosilicato, sílice nano-particulada, silicato de circonio, fotoiniciador, acelerador, el estabilizador y pigmentos. Posee también una pequeña cantidad de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.

La unidad de curado del sistema aplica luz de forma automática, bajo presión tanto antes y durante el fotocurado. Los dos ciclos de curado comprenden un ciclo cuando se hace la aplicación incremental, y un ciclo final, cuando la restauración se ha completado. Se presuriza con gas nitrógeno y se ejecuta automáticamente un ciclo de curado, que incluye 8 minutos, con 5 minutos de presión, seguido de 3 minutos de alta intensidad de luz.

## H. Tescera ATL (Bisco)

Posee un relleno diferenciado, para la dentina hay un relleno híbrido de alta carga (85% en peso, un 73% en volumen). El cuerpo y el material incisal consisten en un microrrelleno reforzado (70% en peso). Añadido a las nanopartículas, se agrega un refuerzo de partículas con un promedio de 1 micra de tamaño, en comparación con la carga principal, que es  $0.04\mu\text{m}$  de diámetro. El tamaño medio de partículas de este compuesto es de aproximadamente 50 nanómetros ( $0.05\mu\text{m}$ ). En relación a la matriz de dentina, cuerpo e incisal, se usan -Bis-GMA, UDMA, y TEGDMA. La matriz incisal usa una baja concentración de Bis-GMA, mientras que la dentina y el cuerpo tienen una mayor concentración (Terry & Leinfelder, 2004).

La polimerización se lleva a cabo en un vaso de luz y el calor bajo el mismo. La dentina artificial presurizada (60 libras por pulgada cuadrada [psi]), en una taza de luz, antes de que el ciclo de luz de curado se inicie, para eliminar la incorporación de burbujas internas y burbujas durante la aplicación por capas. La taza de luz, contiene granos que permiten la reflexión, y asimismo proporciona apoyo a la matriz de trabajo, mientras que refleja y difunde la luz alrededor de la cámara y en la superficie de la resina. Cada incremento se fotocura durante 2 minutos. La polimerización secundaria, de calor, se hace con la restauración sumergida en el agua. El oxígeno residual libre en el agua se retira mediante la adición de un agente limpiador de oxígeno. La restauración final se cura con un ciclo inicial completo de presión (60 psi), con la luz y el calor (calor máximo de  $130\text{ }^{\circ}\text{C}$  y con una disminución de aproximadamente  $90\text{ }^{\circ}\text{C}$  (antes de liberar la presión) durante 10 a 13 minutos (Terry & Leinfelder, 2004).

Este sistema mantiene una alta densidad de microrrellenos inorgánicos de cerámica, comparado con generaciones anteriores de sistemas directos e indirectos. Las partículas de relleno son silanadas para tener una adhesión adecuada para la matriz orgánica. La presencia de este refuerzo de partículas de  $1\text{-}1\mu\text{m}$  de diámetro, actúan como un disipador de cracks, mientras que la concentración aumentada de partículas de microrrelleno mejora el rendimiento clínico (Nandini, 2010).

## I. Paradigma MZ100 (3M ESPE)

Posee 85% en peso de partículas cerámicas ultrafinas de sílice y zirconio partículas de cerámica que refuerzan una matriz polimérica altamente entrecruzada. La matriz de polímero en un BisGMA y TEGDMA y un sistema ternario iniciador. Las partículas tienen una forma esférica, y un promedio de 0,6 micras de diámetro. Esto contrasta fuertemente con el relleno de vidrio molido en los composites híbridos tradicionales.

Está confeccionado de Z100 bajo condiciones óptimas que aseguren el curado completo y un alto grado de reticulación. Están hechos de bloques, que se fabrican en dos tamaños cilíndricos, 10 y 14, los cuales corresponden a los tamaños de CEREC.

Corresponde entonces, a una alternativa a los bloques de porcelana para restauraciones de CEREC. Las partículas de relleno ultrafinas de sílice-zirconio son sintetizadas por un proceso sol-gel que resulta en una estructura de Zirconio nanocristalina dispersa en sílica amorfa (Nandini, 2010).

## VII. DISCUSIÓN: PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS DE LABORATORIO DE SEGUNDA GENERACIÓN Y CRITERIOS DE SELECCIÓN

Las propiedades mecánicas de las resinas de laboratorio de segunda generación se resumen en lo siguiente

### A. Propiedades Mecánicas

Como fue mencionado anteriormente, el curado adicional y el aumento del volumen de los rellenos inorgánicos ha mejorado la resistencia a flexión a 120 -160 MPa y el módulo de elasticidad de 8,5 a 12 GPa. Una mejora en el grado de conversión en sí mismo no necesariamente puede resultar en mejores propiedades mecánicas, ya que hay otros factores involucrados, tales como la composición de la resina, de contenido de relleno y tamaño de las partículas y su distribución. El contenido de relleno podría ser un factor importante en la decisión de las propiedades físicas y mecánicas de los diferentes resinas compuestas.

Chung *et al.* observaron una relación positiva entre la fracción de volumen de relleno y la resistencia a la tracción diametral y la dureza. Sin embargo, no se observó correlación entre el grado de conversión y las propiedades mecánicas evaluadas (Chung, 1990).

Neves *et al.* también llegó a la conclusión de que el contenido de relleno afecta directamente a los valores de dureza. Otros estudios también investigaron la asociación entre las propiedades mecánicas de los composites y el volumen de relleno. Los autores informaron que los materiales con mayores volúmenes de relleno mostraron mejores propiedades mecánicas (Nandini, 2010). Borba *et al.* Vieron que la dureza y resistencia a la flexión de las resinas compuestas directas fueron mejores que las de las resinas de laboratorio. Esto fue atribuido al alto contenido de relleno de 78 a 84% en peso de D250® D350® y respecto de Sinfony® y Vita®. Por lo tanto, las resinas de laboratorio con menor porcentaje de contenido inorgánico (por ejemplo, Sinfony®, Vita Zeta®, con 50% en peso y 45-48% en peso, respectivamente) y valores más bajos de propiedades mecánicas evaluadas en relación a lo esperado, es que genera un nombre intermedio denominado "resinas de laboratorio intermedias".

Miranda y cols, observaron que Targis® tuvo la mayor microdureza entre las RL entre los IRC, aunque su contenido de relleno se era menor que otros materiales. Esto puede ser porque hay una correlación entre el método de polimerización y la microdureza. Tanoue y cols, señalaron que la mejores propiedades mecánicas y físicas son alcanzados utilizando una combinación de composite y unidad de curado de la misma marca. Yamaga et al. informaron que el calor puede facilitar la conversión de monómero al romper los dobles enlaces en la red de polímero en un solo enlace, optimizando así la polimerización de los monómeros residuales. Las RL polimerizadas sólo con luz pueden tener valores intermedios de microdureza promedio (por ejemplo, Artglass® y Solidex®). Por otro lado, Sinfony® presenta propiedades mecánicas inferiores, a pesar que se polimeriza con la luz y el vacío. Esto sugiere que la composición del material influye en el grado de conversión durante la polimerización resultando en una menor resistencia a la indentación.

El desgaste de los materiales de resina compuesta se ha evaluado en términos de dos componentes clínicos principales:

- contacto oclusal / desgaste por atrición, y
- áreas libres de contacto y desgaste abrasivo.

El tamaño de relleno, volumen, forma, y la unión a la matriz afecta el desgaste. El tratamiento químico del relleno para aumentar la adhesión a la matriz disminuye el desgaste. Bayne y cols., estudiaron las tasas de desgaste y probaron que el desgaste de Concept® fue menor el de BelleGlass®. Esto podría deberse a la utilización de microrrellenos y el tamaño pequeño de partícula y el espaciamiento entre las mismas, que resiste el desgaste. BelleGlass® mostró un menor desgaste respecto de Artglass® y Targis®, que puede ser atribuible al volumen de relleno. Krecji y col demostraron que Artglass® fue mucho más resistente al desgaste que las resinas fotopolimerizables convencionales. Charisma®, una resina compuesta convencional, muestra una tasa promedio anual de desgaste sólo el 8 µm, mientras que la formulación del Artglass® presenta sólo 50% -60% de esta cantidad. El aumento sustancial en la resistencia al desgaste de los materiales indirectos se puede atribuir, en parte, a la incorporación de monómeros multifuncionales, que permite un mejor control sobre las posiciones a lo largo de la cadena de carbono en la que el entrecruzamiento ocurre. En consecuencia, esto puede ayudar a mejorar la resistencia al desgaste y las otras propiedades físicas y mecánicas de la matriz de resina. Un cambio en la concentración de bis-GMA también puede mejorar la resistencia al desgaste.

Faria y cols., vieron que la resistencia al desgaste y la dureza de Artglass® se deteriora en la inmersión en agua, mientras que de Solidex® no. Freund y Munksgaard han encontrado que hay una acción hidrolítica de la enzima esterasa en las restauraciones de resina en la cavidad oral.

## **B. Propiedades ópticas**

Uno de los problemas asociados con los materiales de resina compuesta es la estabilidad del color. El modo de curado y los dobles enlaces restantes pueden influir en la estabilidad de color del material. Nakazawa y cols., observaron que Sinfony®, una vez endurecido con la unidad indicada por el fabricante, no se decolora cuando se sumerge en agua, pero si mostraron un deterioro del color cuando se sumergen en el té. Esto se debió a la cantidad restante de dobles enlaces. Por otro lado, cuando Sinfony® es curado con la Unidad Hyper LII®, las propiedades mecánicas mejoraron, pero mostraron una coloración amarillenta cuando era inmerso en agua. Esto es debido a la degradación del material, que se ha producido debido al calor generado por el alto nivel de energía de la luz. Kim y cols., observaron que hay un cambio neto de color en belleGlass® durante el curado que debe tenerse en cuenta cuando se prueba el color. El curado del material sin polimerizar en el diente, con una unidad polimerizadora de mano debe ser hecho para un mejor ajuste de color en las resinas de laboratorio. Papadopoulos y cols., observaron que había un aumento de la luminosidad y un cambio de color a verde-amarillo o verde-azul de color en la resina en su curado, así como después del envejecimiento en diferentes ambientes, pero los cambios se encuentran dentro de los rangos clínicamente aceptables.

### **C. Adaptación marginal y la microfiltración**

Leinfelder observó que las incrustaciones con tratamiento térmico mostraron menos microfiltración que las restauraciones directas. Sin embargo, otros estudios no encontraron diferencias significativas en microfiltración después de realizar termociclado en restauraciones de resina directas e indirectas. Aggarwaly cols., observaron que la adaptación marginal y la resistencia adhesiva de un sistema de resina indirecta después del termociclado fue mejor que una restauración directa. Las resinas de laboratorio muestran mejor adaptación marginal que la cerámica debido a una contracción de polimerización menor. El material refractario se fractura para retirar las incrustaciones de cerámica y esto puede causar una microfractura marginal, lo que aumenta la brecha marginal. A pesar que las incrustaciones cerámicas se muestran relativamente mal en los análisis de laboratorio, los inlays de composite tienden a degradarse en el medio oral, lo cual puede resultar en un comportamiento clínico similar de sus materiales.

### **D. Propiedades superficiales**

Una de las principales fallas de las restauraciones de resina de laboratorio es la formación de caries secundaria, debido a la acumulación de placa, que es agravada por la rugosidad de la superficie del material. La acumulación de biofilm se relaciona con el tamaño de relleno y la matriz de monómero. Un tamaño más pequeño de relleno con mayor porcentaje en peso produce una superficie lisa y, por consiguiente, menor adhesión a biofilm. La rugosidad de la superficie varía desde 6 hasta 8  $\mu$ . Por otra parte, el pulido con pastas de diamante también hace que se

genere una superficie lisa. Otro posible factor para la adherencia bacteriana es la presencia de resto de monómeros sin curar.

#### **E. Tratamiento superficial de los IRC**

El tratamiento de la superficie interna de las restauraciones indirectas determina la adhesión de la restauración en el diente. El uso de ácido fluorhídrico para tratamiento de superficie provoca una alteración de la microestructura compuesta por la disolución de las partículas inorgánicas. La mejor alternativa para aumentar la energía superficial es con un arenado con partículas de óxido de aluminio durante 10 segundos. Esto causa una degradación no selectiva de la resina y promueve una mejor adhesión. Según Soares, la aplicación de silano luego del arenado resulta en un aumento de la resistencia adhesiva. Dado que las composiciones de las resinas de laboratorio son similares, el tratamiento de superficies para todos los materiales pueden ser los mismos.

#### **F. Ventajas Clínicas de las Resinas de Laboratorio**

Una restauración indirecta correctamente fabricada es resistente al desgaste, es estética, y relativamente menos propensa a la sensibilidad postoperatoria. Es por eso, que la única polimerización que ocurre es que se asocia con una delgada capa de agente cementante, y el potencial de resistencia tensional sobre los procesos odontoblásticos es considerablemente menor, lo que se traduce en un menor potencial de sensibilidad postoperatoria. Los sistemas de resinas procesadas en laboratorio proporcionan una alternativa estética para restauraciones posteriores intracoronales y también pueden reforzar la estructura dentaria. Estas restauraciones ofrecen beneficios en comparación con las restauraciones directas, tales como un mejor rendimiento mecánico y un reducción significativa de la contracción de polimerización (es decir, limitada que el cemento adhesivo).

Beneficios clínicos adicionales incluyen adecuada integridad marginal, contactos proximales ideales, excelente morfología anatómica y estética óptima. Cuando se compara con restauraciones de porcelana y porcelana fundida sobre metal, la transferencia de las fuerzas de la masticación es considerablemente menor. Los materiales compuestos han demostrado una mayor capacidad para absorber las fuerzas de compresión de carga y reducir el impacto las fuerzas un 57% más que los materiales de porcelana. Por lo tanto, un polímero como los materiales mencionados son considerados a la hora de restaurar el aspecto coronal de un implante dental. Debido a la composición similar de la cementación cemento y materiales compuestos, la adaptación marginal de compuestos es mejor que la de la cerámica

### **G. Estudios Clínicos acerca de resinas de laboratorio**

Los estudios clínicos en PPF FRC a menudo no producen pruebas convincentes. Las razones para esto incluyen el dificultad de estudiar el tema bajo circunstancias estandarizadas y por el tamaño limitado de los estudios.

La mayoría de los trabajos muestran una tasa de supervivencia de 72% después de 2-5 años. Un tratamiento comparable es la prótesis fija con infraestructura metálica adherida con resina, que han sido evaluados en varios estudios clínicos. Un análisis de 60 publicaciones sobre el tema, reportó una tasa de supervivencia de 74% después de 4 años (26).

Se reportó una diferencia entre las tasas de supervivencia de los puentes de resina en el maxilar superior (81%) respecto de la mandíbula (56%) después de 2,5 años (27). De todas maneras, se debe considerar que la mayoría de los diseños laboratoriales de los puentes de resina de laboratorio se hacen con extremos en formato onlay o inlay, pero no corona. Por ende, para comparar las tasas de éxito de diferentes estudios, uno debe estar seguro de que los criterios de evaluación de los resultados son consistentes. El éxito puede ser definido como la supervivencia de prótesis plural en su forma original (sin ningún tipo de modificación), conocida como la supervivencia global. La variación entre las tasas de supervivencia en los diferentes estudios pueden tener diferentes fuentes, incluida la variación en la selección de los pacientes, preparación dentaria, la elección del material, cementación y la experiencia del operador. Dos estudios informaron relativamente bajas tasas de supervivencia. Uno de ellos es un estudio de 1994, que utilizaba fibras de policarbonato, que es una rara elección por las características del material, pero que en la realidad chilena se usa como refuerzo en muchos laboratorios sin el conocimiento de las técnicas adecuadas para asegurar un éxito clínico posterior.

### **H. Consideraciones clínicas en restauraciones indirectas posteriores**

Cuatro principios son los encargados de regular la forma y las características de las preparaciones para restauraciones indirectas posteriores.

- La restauración, además de sustituir las estructuras dentarias perdidas, debe preservar lo que resta de ella.
- Obtención de retención y resistencia, tenemos que confiar en el diseño geométrico del preparado y en el sistema de cementación adhesivo utilizado, la primera impide el desplazamiento de las restauraciones a lo largo de su eje de inserción o longitudinal. La resistencia impide el desplazamiento de la restauración por fuerzas oblicuas o de dirección apical y evita cualquier movimiento de la misma, cuando es sometida a fuerzas oclusales.

- La estabilidad estructural es importante, donde la preparación debe ser planeada de manera que la restauración tenga el espesor correcto para resistir las fuerzas oclusales y debe haber un espacio suficiente para que la resina y la fibra de refuerzo funcionen de forma armónica.

- La integridad marginal y la localización de los márgenes influye directamente sobre la facilidad en la confección y en el éxito de una restauración indirecta, principalmente cuando se trata de la técnica adhesiva. Se debe lograr una buena lisura de márgenes para que estén accesibles a la higienización. Idealmente los márgenes deben terminar en esmalte y con una localización supragingival

### 1. Preparaciones dentarias

Las preparaciones dentarias para coronas completas deben ser en un desgaste de 1,5 a 2 mm en oclusal, y un desgaste proximal, vestibular y lingual de 1,5 mm. La línea terminal es en un chaflán claramente marcado, con perímetros redondeados, sin aristas y ángulos agudos.

En el caso de coronas anteriores, la preparación marginal debe tener un espesor mínimo de 0,8 mm, el resto de la preparación puede tener 1 mm de espesor.

En el caso de carillas, el desgaste sólo debe eliminar la capa adamantina.

En el caso de los inlays, el istmo debe tener al menos 1,5 mm de ancho, con paredes ligeramente divergentes en proximal. Todos los bordes internos deben quedar redondeados. Paredes lisas, ángulo cavosuperficial en 90° (sin bisel), pared pulpar ligeramente cóncava, con paredes axiales convergentes hacia oclusal 6 a 10° y circundantes con 10 a 15° de expulsividad. El cajón oclusal debe ser un mínimo de 1,5 mm, con un ancho mínimo de 0,5 mm en los cajones proximales y márgenes supragingivales en esmalte

Para los onlays, el desgaste oclusal debe ser de al menos 1,5 mm en balance y 2,0 mm en trabajo; un istmo del mismo ancho, y un hombro que debe tener una angulación de 10 a 30 grados para mejorar la transición resina tejido dentario y de 1 mm de espesor, Paredes lisas, ángulos internos redondeados, ángulo cavo-superficial en 90° (sin bisel), pared pulpar ligeramente cóncava, paredes axiales convergentes hacia oclusal 6 a 10° y las circundantes con 10 a 15° de expulsividad. Los márgenes deben idealmente quedar supragingivales en esmalte.

### 2. Cementación

Para el proceso de cementación, se debe tener en cuenta el manejo del sustrato restaurador, por lo que se indican las siguientes etapas para este proceso

- Arenado con óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$  a una presión de 60 a 80 libras por pulgada, durante 5 segundos, luego lavado y secado. Con esto se retiran impurezas y se promueven la generación de microporosidades
- Aplicación de ácido fosfórico al 37%, para descontaminar la superficie interna de la restauración

El sustrato dentario debe prepararse por las convenciones ya establecidas y conocidas.

## VIII. CONCLUSIÓN

Esta revisión de la literatura muestra que hay numerosos sistemas de resinas de laboratorio disponibles hoy en día. Estos materiales funcionan bien en in vitro y en corto plazo en estudios in vivo. También es evidente que los IRC efectivamente pueden complementar el uso de la cerámica en ciertas condiciones clínicas, particularmente en inlays y onlays en el sector posterior. La mejora en las propiedades debido a la la polimerización adicional, que se observó en estos estudios, debe ser evaluada a largo plazo los ensayos clínicos. Dada la ausencia de estudios a largo plazo, no ha sido poder ser evaluada la tasa de supervivencia tasa. Se necesita investigación adicional para evaluar los índices de éxito con estos nuevos sistemas IRC.

## IX. Bibliografía

- A Mehl, R. H. (1997). Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart polymerization. *J Dent*, 25, 321-30.
- Bottino, M. (2001). *Estética en Rehabilitación Oral Metal Free*. Artes Médicas Latinoamérica.
- Chung, K. (1990). The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*, 69, 852-56.
- DA Terry, B. T. (2001). Clinical considerations for aesthetic laboratory fabricated inlays/ onlay restoration: a review. *Pract Proced Dent Aesthet*, 13, 51-58.
- Garber DA, G. R. (1994). *Porcelain and Composite inlays and onlays*.
- Ivoclar-Vivadent. (2005). Documentación Científica SR Adoro - En Español. En Ivoclar-Vivadent, *Documentación Científica SR Adoro - En Español*.
- JL Ferracane, J. C. (1992). Post-cure heat treatments for composites. *Dental Materials*, 8, 290-5.
- JM Bae, K. K. (2004). Fatigue strengths of a particulate filler composites reinforced with fibers. *Dent Mat*, 23, 166-74.
- Leinfelder, K. (1997). New developments in resin restorative systems. *J Am Dent*, 128, 573-81.
- Leinfelder, K. (2005). Indirect posterior composite resins. *Compen Contin Educ Dent*, 26, 495-503.
- M Eldiwany M, J. P. (1993). Mechanical properties of direct and post cured composites. *Am J Dent*, 6, 222-4.
- Miera, P. (1998). Aesthetic guidelines for second-generation inlays and onlay. *Prac Periodont Aesthet Dent*, 10, 423-31.
- Miyashita, E. (2005). Odontología Estética - El Estado del Arte. En E. Miyashita. Editora Artes Médicas.
- Nandini, S. (2010). Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 184-194.
- Peutzfeld. (2001). Indirect Resin and Ceramic Systems. *Operative Dentistry*, 200, 1153-1976.
- S Turkaslan, A. T.-M. (2009). Effect of fiber-reinforced composites on the failure load and failure mode of composite veneers. *Dent Mat*, 28, 530-6.
- Terry, D., & Leinfelder, K. (2004). Preservation, conservation, and restoration of posterior tooth structure with advanced biomaterials. *Contemp Esthet Restor Pract*, 46-61.

- Vivadent, I. (2005). Documentación Científica SR Adoro - En Español. En I. Vivadent, *Documentación Científica SR Adoro - En Español*.
- Wendt, S. (1987). The effect of heat used as a secondary cure upon the physical. *Quintessence Int.*, 18, 351-56.
- YH Bagis, F. R. (2000). The effect of post-cure heating on residual unreacted monomer in a commercial resin composit e. *Dent Mater*, 16, 244-7.