



Universidad de Valparaíso
Facultad de Odontología
Escuela de Postgrado
Cátedra de Operatoria Dental



Estado Actual de las Resinas de Laboratorio en Dientes Posteriores.

Requisito para optar al
Grado de Especialista

Alumno: Dr. José Antonio Rojas Carvacho

Profesor guía: Dr. Jaime Sarmiento Cornejo.

**Valparaíso
2012**

Índice

Introducción	1
Objetivos	2
Aspectos Teóricos	3
1. El origen de las resinas compuestas y el método indirecto.....	3
1.1 Resinas Compuestas.....	4
1.2 Evolución de las resinas compuestas y la Polimerización	5
1.3 Composición de las resinas compuestas.....	9
1.3.1 Monómeros o Matriz Orgánica	9
1.3.2 Diluyentes	10
1.3.3 Relleno inorgánico	10
1.3.4 Agente de enlace	13
1.3.5 Iniciadores de la polimerización	13
1.3.6 Inhibidores de la polimerización	13
1.3.7 Estabilizadores de color	14
1.3.8 Pigmentos.....	14
2. Resinas Compuestas Indirectas.....	16
2.1 Consideraciones generales e indicaciones en dientes posteriores.....	16
2.2 Contraindicaciones.....	18
3. Clasificación de las resinas indirectas	18
4. Tratamientos de postpolimerización	19
4.1 Luz.....	19
4.2 Calor.....	20
4.3 Luz más Calor	21
4.4 Ausencia de oxígeno y polimerización extendida.....	21
4.5 Irradiación por haz de electrones.....	23
5. Cronología de los sistemas	23
5.1 Primera Generación.....	23
5.2 Generación Intermedia.....	24
5.3 Segunda Generación.....	24
5.3.1 Premise Indirect	26
5.3.2 Tercera ATL.....	29
6. Resinas indirectas y el sistema CAD/CAM	33
7. Subestructuras de fibra de vidrio	35
8. Cerámicas o Resinas Compuestas Indirectas.....	37
9. Restauraciones Directas o Indirectas.....	38
10. Protocolo clínico moderno en el desarrollo de las resinas indirectas.....	39
10.1 De la preparación al provisorio	39
11. Técnica semidirecta	42
11.1 Protocolo clínico	44
11.2 Alternativa al Protocolo clínico	45
Conclusiones	47
Bibliografía	49
Anexos	53

Introducción.

Las técnicas adhesivas son el paradigma en la odontología moderna. En el pasado las diferentes disciplinas restauradoras estaban dominadas por el concepto de un diseño cavitario que dependía de las propiedades de los materiales y de la necesidad de retención macro mecánica. Pero la adhesión ha dado paso a toda una nueva filosofía y ha permitido practicar, de manera real, la odontología conservadora de los tejidos dentarios.

La evolución de las resinas compuestas ha dado paso a una nueva generación de técnicas y materiales, nos ha introducido en la era post amalgama. Quien dudaría de las resinas compuestas directas como el material de elección en restauraciones intracoronarias? De la misma manera las incrustaciones adhesivas (de resina y cerámica) en todas sus variaciones de recubrimiento, están dando paso al reemplazo progresivo, en lesiones de mayor cuantía, de las aleaciones metálicas, el oro y las coronas metal cerámicas.

Las mayores razones de este cambio son la estética, los costos, pero principalmente por la ventaja de mantener y conservar tejidos dentarios irremplazables (en algunos casos más de un 50% a la hora de elegir entre una corona o una incrustación ocluso proximal). Además el creciente cuerpo de investigación sobre el tema, entrega evidencia incipiente acerca de una más que aceptable longevidad clínica de estas técnicas.

El enfoque convencional del método indirecto aún se mantiene en las restauraciones indirectas de resinas, en cuanto a la necesidad de ocupar menos 2 sesiones clínicas a la hora de confeccionar y cementar este tipo de restauraciones, pero también es cada vez más común, al menos en Europa y E.E.U.U, el incorporar el método CAD/CAM sobre bloques de resina prefabricados, así como también de la técnica semidirecta.

Desde la introducción del concepto de las resinas indirectas en los años ochenta, las técnicas y materiales disponibles han ido variando en el tiempo, y hoy nuevas técnicas se deben considerar a la hora de trabajar bajo la evidencia disponible. Y especialmente relevante es el concepto del sellado dentinario inmediato durante la preparación cavitaria.

Por lo tanto revisaremos los fundamentos de las resinas indirectas, orientadas especialmente a los dientes posteriores, haciendo énfasis en la evolución y comprensión de los diferentes sistemas y hacia dónde va orientada su utilización como material de elección restaurador, considerando sus características actuales.

Aspectos teóricos.

1.- El origen de las resinas compuestas y el método indirecto.

Las resinas compuestas son hoy el material de elección para la mayoría de los procedimientos disponibles en la práctica clínica diaria. Desde la prevención, pasando por la odontología restauradora/rehabilitadora y hasta la endodoncia se benefician de sus ventajas comparativas.

Desde el punto de vista restaurador, son un material de tan abundante disponibilidad que muchas veces se pasa por alto la compleja evolución que han presentado hasta su concepción moderna, atribuida a Buonocuore por la obtención de una molécula bifuncional y de alto peso molecular llamada Bis-GMA, en los ya lejanos años 60. Así como también muchas veces se sobreestima su aparente facilidad de uso, a expensas de los problemas que surgen por su marcada sensibilidad a la técnica.

Las resinas compuestas surgen como un reemplazo a las restauraciones metálicas y acrílicas del sector anterior, y rápidamente el foco de atención se comparte con la posibilidad de ser utilizadas como reemplazo de la centenaria amalgama de plata e incrustaciones metálicas en los dientes posteriores.

Como sucede con prácticamente todas las tecnologías nuevas, los primeros intentos comenzaron a producir fallas clínicas de diversa índole y la comunidad científica comenzó la tarea de pormenorizar y explicar las razones de las mismas.

Los problemas variaron desde la composición hasta las indicaciones de los primeros materiales; una compleja técnica adhesiva, cuyos múltiples pasos requerían una especial atención por parte del operador; contaminación bacteriana, caries secundaria, fallas en la interface diente restauración, problemas en las preparaciones, áreas de contacto interproximal separadas, sensibilidad postoperatoria, citotoxicidad; problemas mecánicos como acelerado desgaste, disminuida resistencia a la flexión y compresión, baja dureza, y una cantidad de fracturas considerable. En definitiva una tasa de fracasos en el corto tiempo mayor a la de las tecnologías que se buscaba reemplazar.

Muchas de estas situaciones tienen su origen en la química de las resinas compuestas, que independientemente de su aplicación, surgen como una mezcla semiliquida de moléculas orgánicas de alto y bajo peso molecular, de naturaleza vinílica y con la capacidad de unirse entre ellas a través de enlaces covalentes, gracias a grupos funcionales en sus extremos moleculares. Estas moléculas se encuentran íntimamente relacionadas con un relleno inorgánico no reactivo que le otorga resistencia estructural. Esta matriz orgánica al ser estimulada por procesos físicos, químicos o ambos; cambia su estado a un sólido, al formar cadenas entre sus monómeros, proceso conocido como polimerización.

La polimerización tiene tres problemas fundamentales que inciden directamente en las restauraciones, especialmente en los dientes posteriores: es un proceso incompleto (grado de conversión), por lo que nunca se aprovecha el máximo de sus propiedades mecánicas; genera tensiones en las paredes cavitarias, por el acortamiento de las distancias intermoleculares durante el proceso de transformación de monómero a polímero (stress de contracción) ; y es una reacción exotérmica, que sumado a la activación por luz pone en riesgo la vitalidad pulpar.

Es por estas razones que se ha intentado minimizar los deletéreos efectos asociados a la polimerización, realizando restauraciones por el método indirecto, creándolas en el laboratorio, haciéndolas pasar un proceso de post polimerización y cementándolas en la clínica; obteniendo un desempeño clínico superior.

También se ha intentado optimizar los materiales, modificando sus componentes para sacar provecho del proceso indirecto. Así como también se han incorporado técnicas que permiten crear restauraciones en una misma sesión, como el método semidirecto que permite al operador realizar la restauración fuera de la boca en la misma clínica y también la incorporación del sistema CAD/CAM.

Pero el método indirecto también va a permitir compensar la habilidad del operador inexperto, entregando anatomías y estratificaciones más complejas, mejores puntos de contacto y pulidos más exhaustivos y duraderos.

Son muchas las ventajas del método indirecto, y se trabaja constantemente para superarlas, pero es su mayor número de sesiones, cantidad de insumos y el equipamiento adicional requerido, que muchas veces triplican su costo comparado con el método directo, lo que aleja a la población general de sus ventajas.

1.1.- Resinas Compuestas.

Para comprender las resinas indirectas, primero debemos conocer su composición general y su evolución, para luego enfocarnos en sus diferencias específicas.

Las resinas compuestas o composite son uno de los dos grandes grupos de materiales estéticos más utilizados en la odontología moderna, seguidos por los ionómeros de vidrio. Las resinas compuestas están ampliamente difundidas debido a su durabilidad y la alta calidad estética que alcanzan en términos de color y translucidez, por lo que pueden ser utilizados para intentar imitar las características de los dientes naturales (Nicholson y Czarnecka, 2005).

Un composite se define clásicamente como la combinación de dos o más materiales químicamente diferentes, con una interface distinguible y con mejores propiedades que aquellas que poseerían los materiales de manera independiente (Bowen, 1963).

Una resina compuesta es un material complejo, compuesto de polímeros sintéticos que simulan el color del diente (Ferracane, 1995). Se presentan al odontólogo como un

material líquido viscoso (pasta), consistente en un monómero de dimetacrilato que actúa como matriz, en el cual se han dispersado partículas de relleno inorgánico y se ha agregado un diluyente de baja viscosidad para mejorar su manejo. Un agente de enlace que actúa de unión entre el relleno y la matriz; además de pigmentos, estabilizadores de color, inhibidores y sistemas de activación que producen reacciones químicas que generarán una matriz polimérica de enlaces cruzados (Anusavice y cols, 2004). Esta es la composición básica de una resina compuesta e iremos detallando sus características, dando énfasis en el proceso de polimerización por el cual pasan al ser activadas por las diferentes fuentes de luz o unidades de polimerización.

1.2 Evolución de las Resinas Compuestas y la Polimerización.

Desde siempre los odontólogos han estado en la búsqueda de un material ideal, siendo esta una búsqueda de considerable evolución durante el último siglo. Estas características ideales consideran un material de color similar al diente, barato, fácil de manipular, de larga duración, resistente, con adhesión a la estructura dentaria, y con la posibilidad de ser utilizado en el sitio de preparación, entre otros. De todos los biomateriales dentales disponibles, son las resinas compuestas las que más se acercan a esta descripción (Rueggeberg, 2002). Nadie podría negar el aporte que estos biomateriales son hoy al estado del arte de la práctica clínica.

En décadas pasadas la disponibilidad de biomateriales estéticos era limitada, de un desempeño ineficiente y poco predecible en el tiempo. Hacia la década de 1940 las opciones estéticas que la odontología restauradora podía ofrecer se reducían a la utilización de cementos de silicato, que luego fueron reemplazados por las resinas acrílicas (Bowen y Marjenhoff, 1992).

Con el desarrollo de las técnicas de modificación de la superficie del esmalte por parte de Buonocore (1955), específicamente las técnicas de grabado ácido que buscaban mejorar la adhesión de las resinas acrílicas y el desarrollo de la molécula de Bis-GMA por parte del Dr. Rafael Bowen en 1962 como monómero para mejorar las propiedades físicas de las mismas (hecho que marca el nacimiento de las resinas compuestas), se inició una de las revoluciones más importantes en la odontología (Bowen, 1963).

Estas innovaciones fueron ignoradas en un principio, debido a la poca receptividad de la comunidad científica de la época (Chain y Baratieri, 2001), junto a la inexistencia de protocolos para la incorporación de nuevos biomateriales a la práctica clínica. Esto derivó en resultados clínicos poco satisfactorios, debido a su mala manipulación y desconocimiento de sus propiedades (Rueggeberg, 2002).

Estas primeras resinas compuestas poseían una forma de activación química basadas en reacciones de óxido-reducción, similares a aquellas que se utilizaban en el curado de las resinas acrílicas y consistían mezclas de pasta base con un catalizador, lo que derivó en problemas de mezcla, proporciones y estabilidad cromática en el tiempo (Glenn, 1982).

Un hecho que marca un hito importante, que debe ser tratado de manera independiente, es el desarrollo de la adhesión de las resinas compuestas a la estructura dentaria. Pese a los avances realizados por Buonocore para mejorar la retención de las resinas al esmalte del diente, no fue hasta finales de la década del 60 en que se aplicaron masivamente a la práctica clínica (Chain y Baratieri, 2001).

El concepto de la odontología adhesiva surge de la exitosa experiencia de la aplicación de pinturas y capas de resina sobre metales. Consiste en la aplicación de una resina sin relleno sobre la superficie del esmalte acondicionada por un ácido, de manera previa a la utilización de una resina con relleno (Figura 1), lo que logró el objetivo de aumentar de manera significativa la retención y disminuir la infiltración marginal de la restauración (Buonocore, 1981).

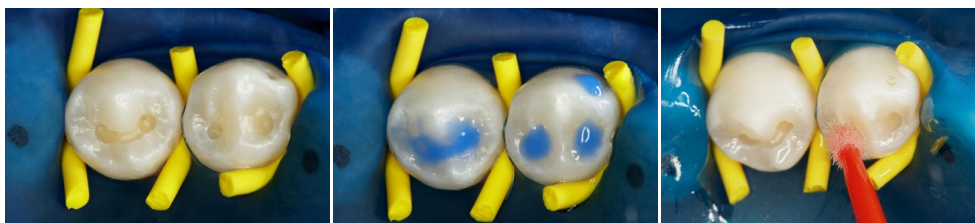


Figura 1. Grabado ácido y aplicación de adhesivo.

La aplicación de los mismos conceptos a la dentina (Figura 2) fueron tomados con cierto recelo por parte de la comunidad científica, que pensaba en la irritación que podía sufrir el órgano dentinopulpar, desconociendo la capacidad buffer de la dentina y el aporte que significaba evitar el ingreso de bacterias a la interface diente restauración. Estos principios fueron descubiertos de manera posterior y permitieron entender que estos materiales podían ocuparse con cierta seguridad (Rueggeberg, 2002).

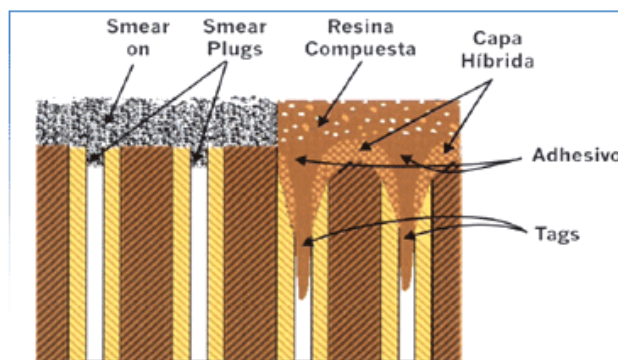


Figura 2. Adhesión a dentina (Henostroza y cols, 2003).

El desarrollo en el conocimiento de la adhesión fue progresando por etapas que son conocidas como “generaciones” y su detalle escapa a nuestro tema de investigación. Cada

avance significó un aumento en los valores de adhesión y como generalidad podemos decir que en cada generación se desarrollaron productos en relación a los últimos conocimientos que se tenían de química, microestructura dentaria e interface adhesiva. Por ejemplo se agregaron acondicionadores o primers para mejorar la penetración de los monómeros hidrofóbicos, así como se entendió la necesidad de que las fibrillas colágenas se mantuvieran en suspensión luego del grabado ácido, lo que derivó en el desarrollo de la adhesión húmeda. También se inventaron sistemas de múltiples pasos, para preparar de mejor manera la superficie que debía recibir monómeros cada vez más hidrofóbicos, sistemas que fueron y son altamente exitosos (Henostroza y cols, 2003).

Los últimos desarrollos en esta área están enfocados a hacer la adhesión más rápida y menos sensible a la técnica, lo que ha llevado a la aparición de sistemas de “un paso”. En ellos no se requiere grabado ácido independiente, y usan monómeros acídicos capaces de desmineralizar, acondicionar y penetrar las fibrillas colágenas expuestas y levantadas (Gomes Moreira, 2003).

A fines de la década de 1960 aparecen comercialmente los materiales polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas, lo que desechaba la técnica de la mezcla de pastas tradicionalmente usada. Inicialmente se utilizaron las radiaciones ultravioletas (UV) para curar sellantes, luego adhesivos y materiales restauradores.

Este tipo de polimerización basado en luz UV y controlado por el operador, marcó la tendencia de lo que sería el futuro de la activación de los biomateriales dentales. Fue descartada prontamente debido a sus efectos iatrogénicos en los tejidos, nocivos efectos oftalmológicos en el operador y a su poca profundidad de polimerización (Stansbury, 2000).

La mayor aplicación de esta nueva tecnología de polimerización fue en las resinas compuestas. Ya en 1972 la empresa Dentsply lanza al mercado NuvaFil, que fue la primera resina compuesta fotoactivada por luz UV. Hacia mediados de la década de 1970 se inicia el cambio en la formulación de los biomateriales activados por luz UV debido a la preocupación por sus efectos iatrogénicos, reemplazando los materiales basados en el iniciador éter metílico de la benzoina y otros, hacia fotoiniciadores que pudieran ser activados con luz visible como la canforquinona que es utilizada hasta el presente (McCabe y Carrick, 1989).

Desde el desarrollo de la molécula de Bis-GMA, los cambios en las resinas compuestas se han enfocado principalmente en 2 áreas: el relleno inorgánico y los métodos de polimerización. La matriz de la resina, pese a que se han incorporado algunos cambios, se ha mantenido relativamente estable.

Los cambios en la matriz de resina comenzaron con Bowen (1962), que utilizaba resinas epóxicas activadas por calor para realizar restauraciones indirectas. Él reemplazó grupos epóxicos por grupos metacrilatos, que ocupaban sistemas de óxido-reducción convencionales para lograr la polimerización, logrando el primer sistema de monómeros exitoso (Rueggeberg, 2002). Desde ese momento los monómeros de la matriz han sufrido modificaciones para alterar su viscosidad y capacidad hidrofílica. Hasta la fecha ningún sistema goza de tanto éxito a largo plazo como los monómeros basados en el metacrilato.

La industria ha desarrollado una cantidad importante de distintos monómeros con el objetivo de mejorar las propiedades de sus resinas, pero estos cambios casi siempre se basan en sustituciones de grupos en la estructura del monómero de metacrilato, que deriva en efectos en las propiedades del polímero resultante.

Los rellenos de las resinas fueron en un inicio grandes partículas de cuarzo molidas, resultando superficies rugosas en las restauraciones. El cambio hacia rellenos mucho más pequeños se inició en Europa y determinó materiales microrellenados con buena estética, pero malas propiedades mecánicas. Entonces para entregar un material fácil de pulir y que mantuviera su resistencia, se desarrollaron los rellenos híbridos; permitiendo obtener materiales de uso universal. Esto se traduce en un material de apariencia estética, pero con la resistencia adecuada para ser utilizada tanto en zonas anteriores como posteriores (Hervas-García y cols, 2006).

Otros cambios en el relleno han consistido en aumentar la cantidad de carga, graduando el contenido para disminuir los espacios entre las partículas y modificándolas para que se retengan mecánicamente en la matriz. También se han desarrollado materiales con aún mayor carga de relleno denominados condensables, que pretenden simular el comportamiento clínico de la amalgama y lograr puntos de contacto más predecibles. También están disponibles las resinas que incorporan nanorellenos (Charlton, 2003).

En la actualidad es difícil hacer una apreciación general sobre el estado de las resinas compuestas debido a la inmensa cantidad de productos que están en el mercado. Si podemos mencionar, que en su gran mayoría, los materiales disponibles están basados en la química del metacrilato y en la adición de radicales libres mediado por canforquinona como método de polimerización. Las desventajas de estos sistemas se pueden resumir en la contracción de polimerización, el calor generado por la reacción exotérmica sufrida, la inhibición por oxígeno de la polimerización y por los problemas de biocompatibilidad (Rueggeberg, 2002).

Para superar algunas de estas dificultades se encuentran en desarrollo polímeros expansivos basados en espiroortocarbonatos y polímeros epóxicos, que mediante apertura de anillos eliminarían el problema de la contracción por polimerización (Millich y cols, 1998).

Hasta hoy ningún material ha tenido el desarrollo que las resinas compuestas han mantenido desde sus primitivos orígenes. Este desarrollo no ha sido rápido ni sorprendente. Estos materiales han permitido la obtención de técnicas preventivas, menos invasivas y con alto componente estético, lo que había sido un anhelo en la historia de la odontología. Pese a sus problemas, estos materiales han logrado ayudar a que la población conserve por más tiempo sus dientes, entregándoles una mejor calidad de vida.

El avance en todas las áreas del conocimiento ha ido de la mano con la evolución de las resinas compuestas. Esta tendencia obligará al odontólogo a mantenerse en una constante actualización y estar en contacto con otras áreas del saber ajenas a su desempeño.

1.3.- Composición de las resinas compuestas.

1.3.1.- Monómeros o Matriz Orgánica.

El endurecimiento de una resina compuesta depende de la reacción química que se produce entre las moléculas de monómero dimetacrilato, produciendo una red polimérica con elevados enlaces cruzados que rodean a los demás componentes denominada matriz.

Desde el desarrollo del Bis-GMA hace más de 40 años (2.2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloxi-propoxi)fenil]propano), ha sido parte de la composición de más del 80% de las resinas en el mercado (Figura 3).

Son moléculas de alto peso molecular, que reaccionan formando enlaces por ambos extremos con los grupos metacrilatos (bifuncional) y sus grupos hidróxido favorecen la formación de uniones secundarias (Schmidseher, 2001). Posee dos anillos bencenos cerca de su centro que le confieren rigidez.

Es un monómero de alta viscosidad debido a las interacciones de los enlaces hidrógeno entre sus moléculas, por lo que se usa en combinación con otros monómeros denominados diluyentes. Esta alta viscosidad retrasa la sedimentación del relleno, pero limita la cantidad que se le puede agregar, pues se torna inmanejable (Charlton, 2003).

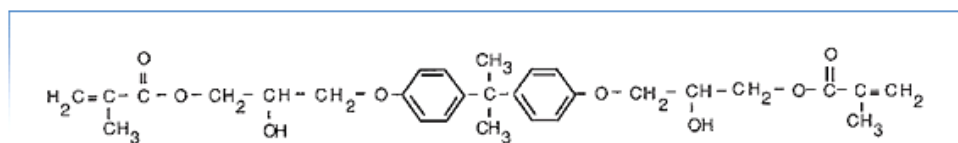


Figura 3. Diagrama estructural del Bis-GMA.

El alcance de la reacción química del paso de monómero a polímero es denominado grado de conversión o curado. Determina muchas de las propiedades físicas y mecánicas del material. Es dependiente de una serie de factores, como la estructura química del monómero, los fotoiniciadores, inhibidores, la energía lumínica, el relleno, y el tono del composite (Ferracane, 1995; Peutzfeld, 1997).

Otros monómeros se han utilizado en la formulación de los composites, en combinación con Bis-GMA o de manera independiente. Una característica común a todos estos monómeros es ser de la familia de los metacrilatos, de amplio uso en odontología. Derivan de monómeros acrílicos que destacan por presentar un grupo vinílico posicionado en el extremo final de la rama del monómero. Este grupo está marcado por un doble enlace carbono insaturado, rodeado por 3 moléculas de hidrógeno y la disponibilidad de sustitución en el cuarto grupo (carbono α). Es esta posibilidad de sustituir un grupo la que da origen a esta familia (Rueggeberg, 2002).

Entre estos otros monómeros tenemos: Dimetacrilato de Uretano (UDMA) que busca aumentar la dureza y flexibilidad, Tetrametacrilato de Uretano (UTMA), Bis

(metacriloloxi-metil)triciclohexano, bisfenol A-dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA) que entrega excelentes propiedades de manejo (Figura 4). También se han utilizado poliuretanos lineales producidos desde el Bis-GMA y Hexa metileno diisocianato.

Pese a que estos monómeros reclaman ser menos hidrofílicos, más duros, más flexibles o tener un menor cambio dimensional, ninguno ha demostrado a través de pruebas clínicas una superioridad sobre Bis-GMA. Actualmente la mayoría se utiliza de manera complementaria (Peutzfeld, 1997).

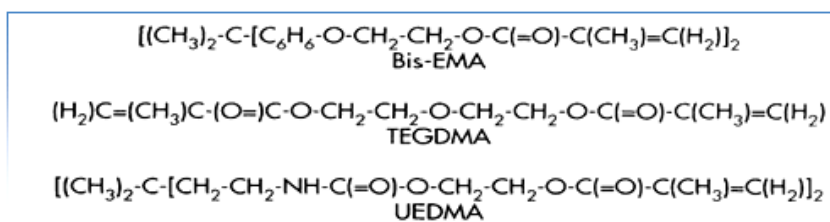


Figura 4. Estructura química de monómeros comúnmente usados en los composite (Ferracane, 1995).

1.3.2.- Diluyentes.

Son co-monómeros de bajo peso molecular, destinados a disminuir la viscosidad de la molécula de Bis-GMA y otros monómeros de alto peso molecular. Una de las más representativas es el Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y el Etilenglicol Dimetacrilato (EGDMA). Es una cadena flexible que dispone igualmente de grupos metacrilatos terminales, puede formar cadenas y no posee grupos hidroxilos (Schmidseeder, 2001).

La alta flexibilidad de esta molécula reduce la viscosidad del monómero y aumenta la probabilidad que los dobles grupos roten y reaccionen con otras uniones. Al agregarlo mejoran las propiedades mecánicas de la matriz y el entrecruzamiento de enlaces, pese a que aumenta la contracción de polimerización. Pero al hacer la matriz menos viscosa permite agregar más relleno, lo que contrarresta este efecto.

Otros diluyentes son hexametilenglicol dimetacrilato y el benzilmetacrilato (Ferracane, 1995).

1.3.3.- Relleno inorgánico.

La modificación de este componente ha significado uno de los mayores avances en las resinas compuestas.

El relleno cumple varias funciones. Entre ellas está el hacer más resistente al material, mejorar el pulido, disminuir la contracción de polimerización, la variación dimensional térmico lineal, actuar como un disipador térmico y mejorar la condensabilidad del material. También actúa modificando las propiedades ópticas del composite final y le entrega radiopacidad (Nicholson y Czarnecka, 2005).

Las propiedades físicas de un composite están determinadas hasta cierto punto por la cantidad de relleno que posee. A mayor cantidad de relleno, hay mejores propiedades

físicas, como un aumento en la resistencia a la tracción, resistencia a la fractura, una disminución de la contracción y menor absorción de agua de la resina (Ferracane, 1995).

El porcentaje de relleno puede ser expresado en términos de peso o volumen, siendo el peso generalmente mayor para un determinado volumen. Se han usado rellenos de distintos tipos, tamaños y concentraciones; cada cual con sus respectivas propiedades.

El tamaño del relleno está en directa relación con la rugosidad superficial y la cantidad de relleno que puede ser incorporado. Entre los materiales que se han utilizado tenemos: sílice coloidal, silicato de bario, vidrios de estroncio/borosilicato, cuarzo, silicato de zinc, litio, zirconio y aluminio silicato (Rueggeberg, 2002). Rellenos de insertos cerámicos y reforzados con fibra también se han puesto en práctica (Barrancos Mooney y cols, 1999).

Los primeros rellenos eran grandes partículas de cuarzo y vidrio con buenas propiedades mecánicas, pero que generaban superficies abrasivas (Figura 5). Estas características aseguraban que al abrasionar la superficie del composite, el polímero se desgastaría de una forma más rápida que los rellenos. Esto generaba que la superficie de la restauración se tornara rugosa y menos parecida al esmalte, quedando comprometidos la estética y el pulido. Además presentaban bajo coeficiente de expansión térmica y poca radiopacidad (Charlton, 2003).

Se intentó superar el problema del pulido desarrollando micro rellenos homogéneos, principalmente de sílice obtenidos por deposición de vapor. El problema de estos rellenos es que no pueden ser incorporados en gran volumen sin hacer inmanejable el material, así que los optimizaron agregándolo con aglomerados de relleno y pre polimerizados de resina, lo que logró superar el límite de 35% en volumen de carga. Esta configuración todavía determinaba pobres propiedades mecánicas, aunque asociada a una excelente estética. Esto los hace ideales para zonas sin demanda de fuerzas oclusales. Estos microrellenos heterogéneos son en realidad macro rellenos formados por micro partículas, pero que pueden disgregarse en las de menor tamaño (Lutz y Phillips, 1983).

La radiopacidad de una resina compuesta está directamente relacionada con elementos de alto peso molecular incorporados al relleno. Muchos de los composites carecen de la suficiente radiopacidad, y el elemento más comúnmente utilizado es el vidrio de bario, que en exceso compromete la translucidez del material. Esto fue superado con la incorporación de fluoruro de iterbio como parte del relleno (Toyooka y cols, 1993).

Nuevos rellenos de partícula pequeña fueron incluidos en algunas formulaciones, intentando mejorar las propiedades mecánicas de los microrellenos y la textura superficial de los macro rellenos. Luego vino el desarrollo de rellenos híbridos (macro relleno con micro rellenos aglomerados), que mejoraban la resistencia y permitían una menor pérdida superficial de relleno, aunque dificultaban el pulido. Y posteriormente aparecen los micro híbridos (partícula pequeña con micro relleno), que se caracterizan por poseer una aplicación universal al combinar buenas características de estética y resistencia (Figura 5) (Barrancos Mooney y cols, 1999).

En la actualidad, prácticamente todos los rellenos son micro híbridos de distintas características. Ningún relleno, en cuanto a composición, ha demostrado ser claramente superior a los demás (Rueggeberg, 2002).

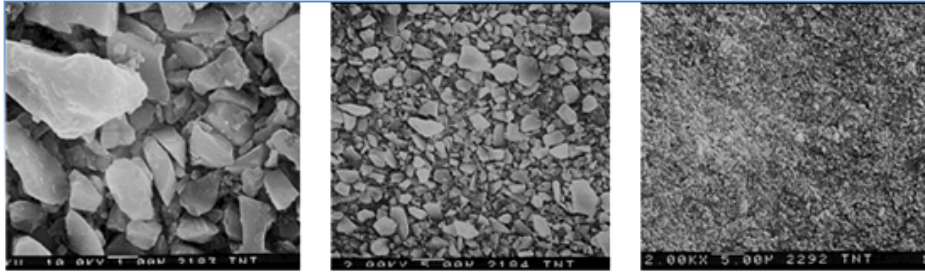


Figura 5. Microscopía electrónica de barrido de composite con relleno macropartícula, híbrido y microhíbrido.

La última incorporación de los fabricantes a este campo consiste en los composite condensables. Llevan una gran cantidad de relleno en volumen, de distintos tamaños y compactados de manera que simulen el comportamiento clínico de la amalgama.

La aparición de los rellenos de nano partículas y nano híbridos también es reciente. Aún deben ser sometidos a numerosas pruebas in vitro e in vivo para determinar su eficacia (Charlton, 2003). Los objetivos de estos nanorellenos buscan solucionar de manera definitiva el problema de las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo aumentar la resistencia a la abrasión, mejorar la lisura superficial y el terminado; incorporar más relleno, disminuir la cantidad de resina en la fórmula del composite y con ello disminuir la contracción de polimerización (Roeters y cols, 2005).

Estos rellenos vienen tanto en partículas independientes (nanómeros), en aglomerados de nanómeros (clusters) o en conjunto. Algunas marcas están utilizando una carga de relleno trimodal (Figura 6), lo que quiere decir que usan 3 tipos distintos de partícula (Kerr Dental, 2006). La incorporación de flúor al relleno también se está efectuando en algunos composites con el objetivo de liberarlo al medio bucal, pero con resultados insatisfactorios. (Rueggeberg, 2002).

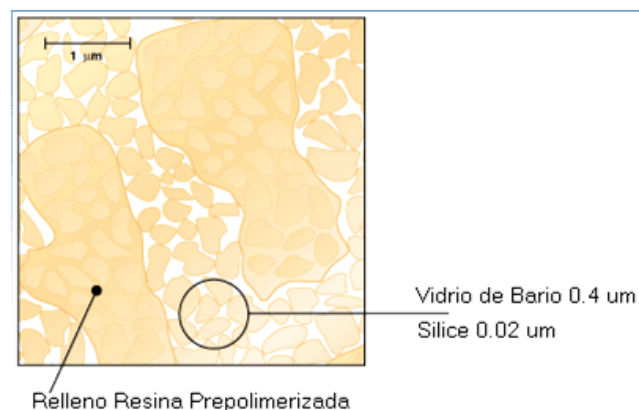


Figura 6. Relleno trimodal (Modificado de Kerr Dental, 2006).

Existen variadas clasificaciones de las resinas compuestas definidas por el relleno, debido a la importancia de las propiedades que confiere (Lutz y Phillips, 1983) (Willems y cols, 1993) (Bayne y cols, 1994).

Más adelante verificaremos que la misma clasificación también abarca alguna de las clasificaciones de las resinas indirectas. Nos parece adecuado y más clarificador expresar una clasificación reunida propia, en términos del tamaño y la cantidad de las partículas (Tabla I).

1.3.4.- Agente de enlace.

Unen los monómeros de la matriz con las partículas de relleno. Previenen la degradación hidrolítica de la interface matriz/relleno y transfieren stress. Son compuestos orgánicos que pueden interactuar con los dos tipos de moléculas. El vinil silano fue uno de los primeros en utilizarse, pero era poco reactivo. El gamma 3 (metacriloxi) propiltrimetoxisilano es uno de los más ocupados en la actualidad.

Otro de los cambios introducidos a mejorar esta unión, corresponde a incorporar irregularidades a la superficie del relleno para aumentar la retención mecánica (Ferracane, 1995; Schmidseeder, 2001). También se usan para rellenar las porosidades de los aglomerados de partículas de diferentes tamaños (Roeters y cols, 2005).

1.3.5.- Iniciadores de la polimerización.

Los radicales libres, necesarios para gatillar la reacción de polimerización, son producidos en los composites gracias a los iniciadores.

Para las resinas de auto curado se utiliza el peróxido de benzoilo, asociado a una amina terciaria como la tradicional dimetil paratoluidina y la más novedosa dihidroxietil paratoluidina que produce menos decoloración amarilla (Charlton, 2003).

Las resinas compuestas foto activadas utilizan en su mayoría una α -dicetona como fotoiniciador, la canforquinona, que absorbe luz de una longitud de onda entre los 400-500 nm. Interactúa con una amina terciaria alifática que permite desencadenar el proceso de polimerización (Neumann y cols, 2005).

1.3.6.- Inhibidores de la polimerización.

Se utilizan para prolongar la vida útil y el almacenamiento de las resinas, evitando que entren en auto polimerización debido a la luz o al calor.

Actualmente se utilizan compuestos fenólicos, como el 4-metoxifenol, 2,4,6 triterciarobutil fenol y el hidroxitolueno butilado. En el pasado se utilizó la hidroquinona y el pirogalol (Charlton, 2003).

1.3.7.- Estabilizadores de color.

Se usan generalmente en las resinas compuestas de auto curado. Permiten que no se decoloren o pigmenten por la luz ultravioleta solar, ya que son sensibles a esta radiación. Ejemplos son las benzofenonas y los fenilsalicilatos.

1.3.8.- Pigmentos.

Son óxidos de titanio y aluminio que dan las tonalidades y opacidad que se desea reproducir. Existe una relación entre la calidad de la polimerización y los tonos de los composite, por lo que juegan un rol indirecto en este proceso. (Barrancos Mooney y cols, 1999).

Clasificación	Tamaño partícula (µm)	Tamaño promedio (µm)	Volumen (%)	Peso (%)	Material
Macro Partícula	0,1 – 100	12	55-65	70-80	Cuarzo
Micro Partícula homogéneo	0,01 - 0,3	0,04	20-50	35	Sílice
Micro Partícula heterogéneo	0,04 – 25	3	50-60	35-45	Sílice, aglomerados resina pre polimerizada
Partícula Pequeña	1 - 5	3	60-70	80-90	Cuarzo-vidrio
Hibrido (macrorelleno + microrelleno)	0,04 - 0,15 + 5	0,6-1	60-65	75-80	Vidrio, cuarzo, cerámica, sílice, óxidos
Microhíbrido (partícula pequeña + micro partícula)	0,5 - 1,5 + 0,01 - 0,3	0,6	60-70	75-80	Vidrio, cuarzo, cerámica, sílice, óxidos
Nano partícula	0,001 - 0,007	0,005	70-80	80	Zirconio, sílice
Nano híbrido (nano clusters + nano partículas)	0,6-1,4 + 0,001-0,007	1	70-75	80-90	Zirconio, sílice, resina pre polimerizada

Tabla I. Clasificación de resinas compuestas en base al relleno.

2.- Resinas compuestas indirectas.

El uso de composites como material indirecto data de 1980 y la evaluación de 11 años de van Dijken (2000) mostró mayor duración de las restauraciones confeccionadas con resina directa, cuando son aplicadas de forma indirecta. Pero, toda técnica indirecta presenta desventajas como: mayor número de sesiones clínicas, preparaciones invasivas (relativas también a la habilidad y conocimiento del operador), impresiones de alta fidelidad y estabilidad, proceso de laboratorio y costos elevados.

Un análisis cuidadoso de las ventajas de la técnica directa sobre la indirecta, sugiere que el operador es un factor muy importante. A mayor habilidad del operador, menor necesidad de incorporar el proceso de laboratorio, al producir una restauración de igual o mejor calidad que aquella realizada en un modelo. Pero la gran excepción y ventaja del método indirecto radica en el potencial de someter a un tratamiento o procesamiento especial a las restauraciones. También se hace muy relevante el respeto de las consideraciones previas e indicaciones de este tipo de restauraciones para garantizar el éxito clínico. (Thordrup y cols, 2006)

2.1.- Consideraciones generales e indicaciones en dientes posteriores.

- **Estética:** estos materiales son una buena opción cuando la zona a rehabilitar es visible o si el paciente requiere estética aun en zonas poco visibles, gracias a que con ellos se pueden conseguir formas anatómicas precisas, buenos contornos, puntos de contacto y se pueden caracterizar ampliamente para mimetizarlos a las pieza natural o en el entorno en que se presentara. (Mehta y cols, 2011) Quizás la pregunta y reflexión que deberíamos efectuar, es cuantos pacientes desean restauraciones metálicas dentro de sus bocas, a no ser que fuese una expresa petición.
- **Pacientes con buena higiene oral:** el pulido de las resinas compuestas de laboratorio es bueno, sin embargo no tiene la excelencia que alcanza el pulido de las cerámicas y los metales, por lo tanto, tienden a acumular más biofilm que estos y son más susceptibles a facilitar la aparición de caries secundaria, por lo que es preciso indicar estas restauraciones en pacientes con buena higiene oral. (Smithson y cols, 2011)
- **Márgenes supragingivales:** debido a la sensibilidad de la técnica adhesiva, para cementar las restauraciones indirectas de resina es necesario contar con márgenes supragingivales e idealmente en esmalte, minimizando así el riesgo de contaminación por fluido crevicular o sangre desde el surco gingival, haciendo predecible el comportamiento de la adhesión.(Dietschi y Spreafico, 1998)
- **Dientes debilitados y/o tratados endodónticamente:** Por la extensión y tipo de las cavidades y al tratar dientes con endodoncia encontramos que la resistencia natural del diente está alterada. Gracias a las propiedades físicas y mecánicas de las resinas de laboratorio, estas ayudan a mantener el tejido dentario remanente dándole sustento y otorgando la posibilidad de proteger y reorganizar las fuerzas incidentes de la oclusión,

especialmente por la técnica adhesiva de cementación. (Sedgley y Messer, 1992) (Magne, 2006)

- **Reconstrucción de cúspides y áreas de contacto:** se pueden cerrar diastemas gracias al manejo sobre un modelo de los contornos que supera las limitaciones de los sistemas de matrices. También podemos reconstruir cúspides con los materiales de resina indirecta ya que las propiedades que le otorga el alto grado de conversión las hacen más resistentes a la fractura y al desgaste que las resinas directas; y menos duras que las cerámicas disminuyendo el riesgo de desgaste del antagonista natural. (Smithson, 2011)
- **Galvanismo:** cuando nos enfrentamos a pacientes que presentan molestias por corrientes galvánicas generadas por restauraciones metálicas presentes en boca, las restauraciones indirectas de resina se convierten en una alternativa por su baja conductividad eléctrica y térmica. Así también podemos anular la corrosión aumentada que produce el mantener en boca diferentes tipos de aleaciones, especialmente las no preciosas. (Henostroza, 2003)
- **Carillas:** en la actualidad la estética que brindan las carillas de resina indirecta es comparable a las otorgadas por las cerámicas, por lo tanto las carillas de resina son indicadas cuando la estética es primordial, en pacientes sin parafunción o con bruxismo en control (plano). Debemos recordar también que las carillas no solo son indicadas hoy para dientes anteriores, teniendo un desempeño aceptable, especialmente en el área de premolares. (Mehta y cols, 2011)
- **Prótesis fija unitaria o plural sobre estructuras metálicas de base:** se puede utilizar este tipo de restauraciones sobre subestructuras metálicas, especialmente en los casos en que los pacientes presenten bruxismo, ya que las resinas de laboratorio tienen la capacidad de absorber mejor las fuerzas de la masticación reduciendo las fuerzas transmitidas a estructuras óseas o periodontales. (Zenni y cols, 2008)
- **Rehabilitación sobre implantes:** igualmente indicadas por la mejor absorción de las fuerzas de la masticación y protección de estructuras de soporte, especialmente para carga progresiva en rehabilitación con implantes. (Leinfelder, 2005)
- **Coronas unitarias anteriores y posteriores, y prótesis fijas reforzadas con fibras especiales de refuerzo:** gracias al refuerzo que brindan las estructuras de fibra que se asocian a las resinas de laboratorio, se pueden asociar dichos materiales a diferentes sistemas de fibra para mejorar sus propiedades físicas y mecánicas, por lo tanto se maximiza la estética realizando rehabilitaciones libres de metal. (Zenni y cols, 2008)
- **Pacientes periodontalmente comprometidos:** Las rehabilitaciones de resinas compuestas indirectas están indicadas especialmente en los casos en que se necesita que la transmisión de las fuerzas de la masticación sean absorbidas antes de llegar a la pieza dentaria o al hueso, por lo tanto son una excelente alternativa cuando se indican en pacientes que el soporte periodontal está disminuido, en pacientes con parafunción y en pacientes que serán rehabilitados con implantes. (Leinfelder, 2005)

2.2.- Contraindicaciones

- **Inherentes a la técnica adhesiva:** Si la preparación presenta paredes subgingivales en las que se dificulta realizar un buen aislamiento absoluto, no será indicado realizar restauraciones de resinas indirectas por el alto riesgo de fracaso de la etapa de cementación y posterior fracaso de la restauración. En el caso de no presentar paredes cervicales en esmalte también se corre riesgo de fracaso en la adhesión ya que, la adhesión a cemento o a dentina radicular es menor que a la que se consigue en presencia de esmalte.
- **Lesiones pequeñas:** No es necesario someter a los pacientes a un mínimo dos sesiones de trabajo y aumentar el costo del tratamiento con el paso de laboratorio si contamos actualmente con materiales de resina compuesta directa que tienen un comportamiento muy predecible en lesiones pequeñas y que además, nos proveen de un buen comportamiento estético. (Smithson y cols, 2011).

3.- Clasificación de las resinas indirectas.

Los composites indirectos pueden ser clasificados de distintas maneras. Una de las formas de clasificarlos es de acuerdo con el método de polimerización:

- 1) Composites indirectos fotopolimerizables (ArtGlass-Heraeus/Kulzer, Alemania; Cesead II-Kuraray Medical Co. Ltd, Japón; Solidex-Shofu Inc., Japón y Thermoresin LC IIGC Corporation, Japón).
- 2) Composites indirectos fotopolimerizables con polimerización adicional por calor (Brilliant Coltene, EE.UU.; Conquest-Sculpture-JenericPentron, EE.UU.; True Vitality-Den-Mat Corp., EE.UU. y Vita Zeta LC-Vita, Suiza);
- 3) Composites indirectos fotopolimerizables con polimerización adicional por calor y luz (opcional ambientes ricos en nitrógeno) (Targis-Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein; Sinfony-3M/ESPE, Alemania; SR-Adoro-Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) y
- 4) Composites indirecto fotopolimerizable con polimerización adicional por calor bajo presión (opcionalmente ausencia de oxígeno o ambiente rico en nitrógeno) (Belle Glass HP-Kerr Corporation Co., EE.UU.; Concept-Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein).

No obstante, la literatura presenta otras modalidades de clasificaciones que distinguen los composites por su composición, como los “polyglass” (composites con polímero de vidrio, ej. Artglass) y los “cerómeros” (polímeros optimizados con cerámica, ej. Adoro), y también clasificaciones que les agrupan de acuerdo con sus propiedades físicas y mecánicas. (Zenni y cols, 2008)

Durante el transcurso de esta revisión bibliográfica, nos daremos cuenta también que es el tipo y cantidad de relleno de las mismas resinas basados en la Tabla I, un criterio fundamental para clasificarlas, por lo que es mejor considerar las resinas en base a

“generaciones” que describiremos más adelante, entendiéndolas como un sistema completo.

4.- Tratamientos de post polimerización.

4.1.- Luz.

Los primeros sistemas de resinas indirectos no fueron concebidos con sistemas de post polimerización propiamente tales. Se utilizaron dos enfoques principales, por un lado utilizando una polimerización directa con una unidad intraoral de fotopolimerización; y por el otro la fotopolimerización de la resina en un modelo dentro de una unidad de laboratorio.

Se reportaron notables diferencias entre ambos enfoques, que incluían el tipo de fuente de luz y la longitud de onda; el tamaño de salida de la fuente de luz, el calor generado durante la polimerización y la distancia entre la salida de la luz y el material a ser expuesto. Las propiedades post polimerización de las resinas también fueron influenciados por el tipo de fuente de luz, la intensidad, el período de exposición, la distancia entre la fuente de luz y el material; así como la combinación del material con la unidad de polimerización.

Muchos sistemas reportaron que se podían polimerizar sus resinas tanto con unidades intraorales como con sistemas de laboratorio indiferentemente.

Un tipo de estos sistemas que basan su polimerización con una unidad basada en la luz es Artglass de Kulzer, basado en monómeros bi, tetra y hexafuncionales con un relleno microhíbrido, con una carga de más del 75%, de vidrio de bario y sílice coloidal.

Su sistema de polimerización es UNIXS que utiliza 2 lámparas cilíndricas estroboscópicas que emiten luz entre los 320 y 520 nm a 4.5 Watts. La emisión es por 20 milisegundos, seguida por 80 milisegundos de oscuridad. La idea de la luz estroboscópica es aumentar la profundidad del curado, que solo sería superficial si fuese continua. Este sistema fue discontinuado y reemplazado por el sistema SIGNUM de Heraeus Kulzer.

Otro de estos sistemas fue Dentacolor de 3M, que utilizaba resinas basadas en UDMA, TEGDMA y 1,12 DDDMA. Combinaba un relleno inorgánico con una carga cercana al 50%.

Utilizaba una unidad estroboscópica llamada DXS, que está equipada con una lámpara que forma un loop. Emite luz entre los 320 a 530 nm a una potencia de 3.8 Watts.

La imposibilidad de estandarizar las pruebas entre los diferentes sistemas, asociado a los diferentes resultados con las combinaciones de materiales hacen muy difícil establecer conclusiones con respecto a comparar los sistemas solo basados en luz, así como sus contrapartes intraorales. Generalmente las propiedades mecánicas son sobrepasadas por los sistemas trimodales, pese a que su gran ventaja es la simpleza de la técnica. Es fundamental entender también que algunos sistemas que solo utilizan luz, también producen mucho calor asociado que también participa en las reacciones, pese a que se consideran realizadas teóricamente a temperatura ambiente (Matsumura, 1999).

4.2.- Calor.

Tan pronto como se comenzaron a utilizar las resinas compuestas de forma indirecta, se demostró que las resinas podían ser tratadas con calor para mejorar sus propiedades físicas y mecánicas. Wendt reportó que muchas de las propiedades clínicas mejoraban con una aplicación controlada de temperatura. Demostró que tanto la resistencia al desgaste, la dureza y el módulo elástico podían elevarse primero por polimerización lumínica y luego por tratamiento con calor. El proceso consistía en crear la restauración y polimerizarla con unidades halógenas convencionales por tiempos similares a las de una restauración directa. Posteriormente se calentaba en un horno seco a 120° por 15 minutos.

Estos hallazgos estimularon un interés en el concepto indirecto. Pero pronto los estudios clínicos del mismo y otros grupos demostraron poca correlación con los resultados de mejoras in-vitro. Específicamente no había mejoras en las tasas de desgaste oclusal con este tipo de tratamiento térmico, lo que en otras palabras no mejoraba el desempeño clínico. Lo que fue confirmado con diferentes marcas de resinas compuestas. (Leinfelder, 2005) Luego se explicaría esta diferencia al darse cuenta los investigadores, que estaban trabajando en un modelo de desgaste de 2 cuerpos (2 dientes antagonistas). Pero el desgaste oclusal es un proceso donde intervienen 3 factores: los 2 dientes antagonistas y 1 un bolo alimenticio, lo que derivó en cambios metodológicos para las futuras investigaciones.

Pero en restauraciones proximales de Clase 2, existe otro tipo de contacto que sufre desgaste; es el contacto interproximal o proximal. Durante la masticación los dientes posteriores inmediatamente adyacentes son sujetos al desgaste entre ellos, ya que tienden a moverse de forma diferente a través de los planos bucolingual y ocluso-gingival. Este roce que responde al modelo de desgaste de 2 cuerpos. Al medir las tasas de desgaste proximal, este tratamiento térmico disminuyó el desgaste en un 200% en premolares y hasta un 400% en molares en estudios clínicos de 2 años de duración, lo que sí significó una mejora en el desempeño clínico. (Wendt y Leinfelder, 1990).

Otros investigadores han encontrado que los tratamientos térmicos no inciden directamente en la obtención de mejores propiedades, sobre todo al mantenerlos guardados en ambientes húmedos, donde estas propiedades obtenidas irían decreciendo. (De Gee y cols, 1990).

Aunque es un hecho documentado, que los tratamientos térmicos mejoran ostensiblemente la biocompatibilidad de las resinas al evitar, gracias al mayor grado de conversión, la liberación de monómeros libres al medio bucal. (Baggis y Rueggeberg, 2000)

4.3.- Luz más calor.

Mientras que el uso de tratamientos térmicos simples se consideró efectivo solo en mejorar la resistencia al desgaste proximal, se requería de un mejor sistema que aumentara la resistencia de la restauración completa.

Fueron investigaciones en base a onlays de la resina Charisma, clasificada como una resina compuesta híbrida, las primeras en demostrar mejoras globales en su desempeño.

El sistema de post polimerización en este caso, correspondía a la exposición de luz y calor de forma simultánea. Demostraron en forma general una resistencia al desgaste de las superficies oclusales cercanas al 35%. También se evaluó que otros valores como la resistencia flexural, el modulo elástico, la resistencia compresiva y la dureza también se elevaban substancialmente.

Estos resultados se explicarían considerando que la simple aplicación de calor (sin luz) luego de una polimerización inicial, no sea suficiente para mejorar el grado de conversión de monómero a polímero, por la gran energía necesaria para activar los dobles enlaces de carbono latentes. Pero esto sí mejoraría al combinarla con luz. (Mazer y Leinfelder, 1994).

Algunos sistemas incorporan peróxido de benzoilo, perbenzoato t butílico o 1,1 – di(tert- butil peroxi)-3,3,5 trimetilciclohexano como activadores térmicos de la polimerización, pese a que son muy pocos los fabricantes que lo especifican, pues estarían relacionados con la pérdida de la estabilidad de color.

4.4.- Ausencia de oxígeno y polimerización extendida.

En la actualidad hay solo un puñado de sistemas de resinas indirectas que ofrecen una alta resistencia al desgaste. Estos sistemas poseen una tasa de desgaste similar al esmalte. Aunque la composición de estas resinas no difiere dramáticamente de las resinas convencionales orientadas a dientes posteriores, todos los sistemas incorporan un tipo especial de tratamiento térmico. En cada caso el procesamiento está basado en la habilidad de extender el nivel de polimerización mas allá de los límites convencionales.

Lo anterior puede ser logrado de dos formas: removiendo de forma efectiva las porosidades internas (oxígeno) y usando luz/calor a una tasa controlada que aumente el grado de conversión. (Leinfelder, 2005).

El contacto de la superficie de la resina con el oxígeno del aire, resulta en una polimerización parcial o inhibida. Característicamente esta superficie es pegajosa, lo que significa que se mantienen monómeros remanentes. Si esto ocurre en la superficie, es lógico pensar que lo mismo ocurrirá internamente cuando inclusiones de oxígeno microscópicas estén presentes. (Rueggeberg y Margeson, 1990)

Quizás la forma más efectiva de eliminar el oxígeno interno es removerlo antes de que el material comience a polimerizar. Un método efectivo es el intercambio del ambiente normal, que contiene oxígeno, por un gas no reactivo, como el nitrógeno o el argón. Generalmente esto es logrado incorporando una serie de operaciones de intercambio e inyección de estos gases, hasta que se reemplace completamente los gases atmosféricos normales.

Todas las resinas que se pueden obtener en el mercado, contienen diferentes niveles de porosidades o inclusiones de aire. Estas pueden variar desde algunos micrones hasta más de 100. Lo anterior sucede por 2 razones. La primera, estas inclusiones son muy difíciles de remover por el fabricante; y la segunda es que sin su presencia la resina tiende a polimerizar en el envase. El grado de porosidades varía de forma apreciable de un fabricante a otro, así como de los sistemas de dispensado (jeringas, compules, etc).

La presencia de inclusiones de aire dentro del composite influirá en el grado de conversión. Toda la resina que rodee el aire atrapado exhibirá un nivel de curado inferior. En la medida de que estos defectos lleguen a la superficie de la restauración debido a la atrición, la resistencia al desgaste será negativamente influenciada.

La eliminación de las porosidades internas, independientes del tamaño, puede tener una profunda influencia en la apariencia estética natural de la restauración. En el caso que las resinas que son polimerizadas convencionalmente, una porción de la opacidad natural puede ser atribuida a la porosidad. A medida que la luz entra en contacto con la restauración, penetra parcialmente y luego es difractada por los defectos de inclusión de aire. Esto da la sensación óptica de opacidad de la restauración. Al eliminarlos convertirá a la resina en una considerablemente más translúcida y similar en apariencia al esmalte natural.

Pero quizás la manera más efectiva de mejorar la resistencia al desgaste radica en el protocolo utilizado para polimerizar una restauración. Dos enfoques pueden ser tomados. El primero radica en una tasa de polimerización lenta, lo que entrega el potencia de mayor movilidad para las cadenas moleculares en crecimiento y así generar más capacidad de energizar los sitios de activación. La segunda es el tratamiento post polimerización. En este caso lo necesario es ir lentamente aumentando la temperatura, en presencia de una fuente de luz de alta energía. El lento calentamiento permite entregarle más resistencia al polímero, evitando tensiones residuales. La energía adicional resulta en cadenas de mayor peso molecular y tamaño; y por lo tanto en mayor resistencia al desgaste y a la abrasión.

Los fabricantes de estos sistemas también pueden incorporar algunos iniciadores especiales sensibles al calor a sus formulaciones. La inclusión de estos agentes permite que los materiales respondan de forma más eficiente a estos tratamientos. Por lo tanto es la combinación de todos los factores anteriores, lo que da paso a un buen sistema de resinas indirectas. (Giannini y cols, 2005)

4.5.- Irradiación por haz de electrones.

Este método fue descrito para mejorar las propiedades de las resinas compuestas. Ha sido usada en la polimerización de polietileno, policarbonato y polisulfonas. A través de este método a nivel molecular produce rotura y unión de cadenas poliméricas. Influiría la unión entre el relleno y la matriz mejorando las propiedades mecánicas de las resinas.

Ocupa dosis de entre 200 Kgy hasta 1Kgy. Económicamente es un sistema inviable y complejo para la práctica actual y no se utiliza en ningún sistema comercial. Uno de los equipos utilizados para esto es el acelerador de haz de electrones Rodotron de la marca Beta Gamma Services. (Behr y cols, 2005)

5.- Cronología de los sistemas.

5.1.- Primera Generación.

Touati y Mormann introdujeron la primera generación de Resinas Compuestas indirectas para dientes posteriores, esencialmente inlays y onlays en la década de 1980. La primera generación poseía una composición casi idéntica a la de las resinas directas comercializadas en la época e incluso compartían nombres similares. (Mormann, 1982)

El primer sistema fue Concept de Ivoclar Vivadent, que era una resina microrrellenada en un 30% en peso y basada en UDMA. Era sometida a una polimerización en ambiente con calor y presión. Posteriormente surgió Dentacolor (Heraeus Kulzer), basada en la química del BisGma y microrrellenada con un 50% de carga en peso. Era activada bajo una luz estroboscópica de alta intensidad, en temperatura ambiente y bajo presión. Otro sistema del mismo período fue Visio-Gem (3M), microrrellenada, con un 42% de carga en peso. Era activada por luz y en ambiente sin oxígeno.

Pero el desempeño fue mediocre, debido a características biomecánicas cuestionables como una baja resistencia a la flexión (60 a 80 MPa), un módulo de elasticidad que variaba de los 2000-5000 MPa y baja resistencia al desgaste oclusal, especialmente debido al bajo porcentaje de relleno y un bajo grado de conversión.

El efecto de la polimerización adicional varía entre los diferentes estudios porque algunos materiales, por su composición, responden mejor a los regímenes de post polimerización. Pero en estos materiales se demostró que la temperatura del tratamiento térmico era más importante que la duración del mismo

En esta generación de resinas se intentó utilizar el calor y la presión como medios auxiliares de la reacción química, pero los resultados simplemente no fueron los esperados.

Las principales fallas observadas fueron caries secundarias y desgaste oclusal. (Nandini, 2010)

Wendt en 1987 y otros autores encontraron que por ejemplo una tasa de luz y calor por 5 minutos a 123°C a pesar de que aumentaba la dureza y resistencia al desgaste en un 60-70%, no se encontraba una relación clínica y las tasas de desgaste eran cercanas a los 60 μm a los 3 años. Es decir que en la primera generación de resinas indirectas se observó que al complementar la polimerización de las mismas aumentaba el grado de conversión pero no necesariamente se traducían en mayores propiedades físicas que fueren clínicamente significativas.

Otros de los problemas observados fueron la estabilidad de color, atribuida a la abundante matriz orgánica y la absorción de agua e incorporación de pigmentos.

Por lo tanto a pesar de utilizar calor, presión y alta intensidad de luz, la primera generación de las resinas indirectas no logró sobrepasar las dificultades inherentes a las resinas de microrelleno.

Así es como esta generación de resinas indirectas fue gradualmente abandonada y reemplazada por restauraciones cerámicas y nuevos sistemas de resinas. (Nakazawa, 2009)

5.2.- Generación Intermedia.

Algunas resinas indirectas lanzadas al mercado, a pesar de tener excelentes propiedades estéticas no califican como resinas indirectas de 2° generación, que propuso Touati, debido a su composición y baja resistencia flexural. Como ejemplo tenemos Zeta (Vita), Solidex (Shofu), Resilab (Wilcos) o Sinfony (3M), siendo generalmente utilizados para el revestimiento de estructuras metálicas o materiales reforzados por fibras. Estos sistemas se califican mejor como resinas indirectas intermediarias.

La transición hacia una nueva generación de resinas procesadas en laboratorio se produjo a fines de los años 80 con Herculab de Kerr. Era un sistema más completo, pero su mayor característica era un relleno de partículas híbridas con un 85% de carga en términos de peso. (Nandini, 2010)

5.3.- Segunda generación.

Ya hablamos de una segunda generación cuando los sistemas comienzan además de cambiar el relleno, a presentar modificaciones en su matriz orgánica y a sofisticar sus sistemas de post polimerización como la ausencia de oxígeno, el calor y la presión en conjunto. Esta generación presenta un relleno microhíbrido, el cual contrasta con el microrelleno de la primera. También se duplica la carga inorgánica, mejorando prácticamente todas sus propiedades mecánicas, especialmente su resistencia al desgaste, y su contracción de polimerización.

Es durante el desarrollo de esta generación de materiales, que realmente comienzan a considerarse una alternativa a la cerámica en dientes posteriores. La industria, debido a los cambios en las formulaciones químicas les comenzó a entregar nombres como polímeros optimizados con cerámica, cerómeros, polividrios, polycerams, cristales polimericos; especialmente gracias al aumento en la densidad del relleno en términos de su proporción con la matriz orgánica. Como bien se sabe ahora, el relleno es determinante en las propiedades mecánicas de los materiales, y en esta nueva generación, además de aumentar la proporción relleno matriz en 2:1 o más, también se optó por incorporar rellenos microhíbridos. Este tipo de relleno es la clave de la combinación de propiedades ópticas como el excelente pulido, asociado a gran resistencia al desgaste. Debemos recordar que la resistencia al desgaste es fundamentalmente dominada por el tamaño del relleno, la carga, la forma, y como este relleno es capaz de unirse a la matriz orgánica. De hecho se ha observado una marcada disminución de la resistencia al desgaste a medida que disminuye el tamaño de las partículas de relleno. (Zenni y cols, 2008)

Ya en los años 90 aparecen los primeros sistemas más elaborados de la segunda generación de resinas indirectas como Artglass (Heraeus Kulzer), Belleglass HP (Kerr), Sculpture (Pentron) y Targis (Ivoclar).

Algunas investigaciones de estos sistemas les conferían propiedades como una resistencia a la flexión de 120 a 160 MPa y un módulo de elasticidad de 8500 Mpa, principalmente atribuidas al porcentaje de relleno en peso desde el 66% , y lo más importante una resistencia al desgaste ya más cercana al esmalte.

Nuevos sistemas fueron apareciendo en la primera y segunda parte de la década del 2000 como Cristobal (Dentsply), Gradia (GC America), Sculpture Plus (Pentron), Signum (Heraeus Kulzer), Sinfony (3M), Solidex (Shofu), SR Adoro (Ivoclar) y Tescera ATL (Bisco).

Se han hecho algunos estudios entre ellas y poseen un desempeño bastante heterogéneo, siendo Belleglass NG generalmente la de mejores resultados en cuanto al desgaste. (Suzuki y cols, 2002)

Estos nuevos sistemas se componen de resinas con alto contenido de carga, con sistemas de relleno micro o nano híbridos con mejoras en cuanto a la reducción de la contracción de polimerización, aumento en la resistencia tensional y flexural, resistencia a la abrasión, fractura y estabilidad de color. Estas mejoras también se asocian a los sistemas de tratamiento de post polimerización que combinan variadas formas de luz, calor y ausencia de oxígeno (con presión, vacío y/o nitrógeno adicionado).

Existen variados métodos para obtener una polimerización secundaria y mejorada de las resinas, tantas variaciones como sistemas existen en el mercado, por lo que repararlas todas es improcedente. Eso sí, no todas las combinaciones logran los mismos resultados. Básicamente el concepto es aumentar el grado de conversión, para poder mejorar la mayoría de las propiedades mecánicas de la restauración. (Touati y Aidan, 1997) (Leinfelder, 2005)

La composición de la matriz orgánica de las resinas indirectas está basada en el Bis-GMA y otros monómeros de metacrilato como TEGMA e UDMA, que favorecen la

manipulación del producto tal como sucede en las resinas directas fotopolimerizadas. Además se han incorporado otras moléculas de nuevas matrices poliméricas y de monómeros multifuncionales que presentan de 4 a 6 sitios disponibles para ser enlazados durante la polimerización. (Giannini y cols, 2005)

La presencia de monómeros multifuncionales posibilita una mayor formación de enlaces cruzados entre las cadenas poliméricas, proceso que es apoyado por sistemas adicionales a la aplicación de luz. Pese a ello, esta se mantiene como el catalizador principal de reacción en todos los sistemas de resinas disponibles.

Las formas complementarias de polimerización por calor, presión y ausencia de oxígeno, son introducidas en el proceso para llevar energía suficiente para extender el grado de polimerización de los límites convencionales. El producto final polimerizado consistirá de una estructura macromolecular compleja e irreversible, vista como una red tridimensional, de densidad superficial elevada y propiedades mecánicas próximas al diente natural.

Para entender mejor un sistema de resinas de laboratorio de segunda generación es muy aclarador revisar los componentes de uno de los sistemas que mejores resultados manifiesta en las diferentes investigaciones. Este sistema es Belleglass NG, que ahora es denominado Premise Indirect, de la compañía Kerr.

5.3.1.- *Premise Indirect Kerr.*



Figura 7. Sistema completo Premise Indirect de Kerr.

Esta resina indirecta, es en realidad la cuarta versión de este sistema, reemplazando a NG y a HP, el cual sufrió un cambio en el protocolo de polimerización. La capa superficial en la versión original era polimerizada únicamente bajo calor y presión, en vez de ser pre-polimerizada con luz.

El protocolo original producía superficies muy resistentes al desgaste pero no era un sistema de fácil manipulación. Por lo tanto, se cambio el mecanismo de polimerización, aunque la versión original es la principal responsable de la trayectoria de estabilidad de color y resistencia al desgaste característica de este material. NG mantiene estas características de su predecesor y ha logrado mejoras sustanciales en lo que se refiere a pulido y brillo. (Jain y cols, 2009)

El mayor cambio entre este producto y la versión previa, es la inclusión de la misma partícula de 0.4 micrones de la resina directa Point 4 (en vez de Herculite). Estos cambios son evidentes en las masas de esmalte y dentina translucida (el tamaño promedio de partícula en las masas de dentina opaca es de 1 micrón).

Premise Indirect fusiona una base de BIS-GMA con la incorporación de muy pequeños cristales de vidrio, que conforman un microhíbrido. Ambas características redundan directamente en las propiedades físicas de resistencia y desgaste superficial, así como en los buenos resultados estéticos. El relleno de este cerómero, es una mezcla de resina

prepolimerizada y material inorgánico, estructuras que se sumaran a las propiedades de la matriz resinosa polimerizada que alcanzan una alta conversión, superior al 98%, producto de su polimerización “trimodal” : luz, temperatura, presión(y también ausencia de oxígeno).

Es importante destacar y comparar esta característica, ya que dista de la capacidad que poseen las resinas solo fotopolimerizadas, que alcanzan un grado de conversión de 60 a 70%. Ambos aspectos descritos anteriormente: estructura y modo de polimerización, son los responsables de que Premise Indirect, presente características físicas y estéticas similares al diente, tanto en su aspecto superficial y opalescencia, como también en resistencia y comportamiento dinámico en boca.

Para entender cualquiera de estos sistemas se requiere enfocar 2 partes diferentes del conjunto: la resina y el sistema de polimerización.

La resina esta diferenciada en una dentina artificial o base y un esmalte artificial o composite de superficie. Para ambas, el relleno de la resina se encuentra silanizado para mejorar la adhesión del mismo a la matriz orgánica.

El relleno varía entre ambos tipos de resina. Para la dentina el relleno se compone de vidrio de bario aluminio silicato, de diferentes tamaños. Para las dentinas mas opacas el relleno se proporciona en un 86% de peso y 72% de volumen; para las dentinas base la proporción es de 78,7% de peso o un 56% en volumen.

El esmalte incorpora relleno de vidrio de boro aluminio silicato en un 74% de peso o 63% de volumen de tamaños promedio microhíbridos. Las diferencias radican en que las dentinas estan optimizadas para entregar propiedades mecánicas de resistencia y opacidad,

mientras que los esmaltes no solo deben entregar resistencia sino que la translucidez y opacidad propia del tejido. (Terry y Touati, 2001)

La matriz orgánica también presenta diferencias. La dentina esta basada prácticamente en su totalidad en la química del BisGma, mientras que el esmalte es una combinación de grupos alifáticos y UDMA.

El proceso de polimerización combina dos sistemas diferentes. La dentina es inicialmente curada con una unidad de polimerización convencional clínica, la cual estabiliza la restauración durante la reconstrucción, preservando sitios reactivos para mejorar la adhesión. El esmalte es polimerizado de la misma forma, pero luego la restauración es introducida en un horno propietario que presenta una temperatura de 135°C a una presión de 41 N/cm² en una atmosfera de nitrógeno. La elevada temperatura y el nitrógeno elevan el grado de conversión y la elevada presión permite que el oxígeno vaya saliendo del sistema en ciclos, evitando la inhibición de polimerización por oxígeno. En este punto debemos recordar que parte del sistema de polimerización de Premise Indirect se compone por un fotoiniciador como Canforquinona y también por Peroxido de Benzoilo que va a reaccionar con el calor del sistema. Algunos estudios han intentado demostrar que la utilización de este proceso por 20 minutos podría elevar los niveles de grado de conversión por encima del 98%, lo cual parece teóricamente poco probable, pero si es cierto que aumenta considerablemente sus niveles.



Figura 8. Horno de luz y calor bajo presión del sistema Premise Indirect de Kerr.

Como resultado de su conformación y proceso de producción, este material, muestra propiedades mecánicas y físicas similares al diente y una alta biocompatibilidad, clínicamente, se evidencia un menor desgaste antagonista, respecto a lo mostrado en dientes que se oponen a restauraciones cerámicas. Este desgaste superficial anual es de 1,2 a 1,5 micrones, equivalente por sufrido por un diente natural. También el resultado de las diferentes pruebas físicas ha aportado valores que sugieren ser buenas características para un material restaurador.

5.3.2.- Tescera ATL.



Figura 9. Sistema completo Tescera ATL de Bisco.

Este sistema creado por Bisco, es otro representante de aquellos sistemas de 2^o generación, lo que se traduce en un sistema microhíbrido con alta carga de relleno y un sistema de post polimerización especializado adicional al calor.

Este sistema posee una combinación de tres diversas formas de resina compuesta: dentina, cuerpo e incisal.

Con respecto al composite, ya sabemos que el relleno es fundamental en las propiedades mecánicas y ópticas obtenidas, así como su desempeño en el tiempo. Se presentará diferente para las 3 presentaciones que posee el sistema.

La dentina es un microhíbrido con una carga de 85% en peso, muy similar a la composición de la resina directa Aelite LS. La resina de cuerpo y el material incisal consisten en un microhíbrido con una carga de 70% en peso, con una composición similar al restaurador directo Micronewt, mezclando partículas de 0,04 μm y otras de 1 μm , siendo estas últimas las encargadas de contribuir a la resistencia a la fractura de la resina, mientras que las micro partículas son las encargadas del pulido duradero y resistencia al desgaste.

Las matrices orgánicas de las 3 presentaciones consisten en variadas combinaciones de BisGMA, UDMA, TEGDMA, y una versión etoxilada de Bis A dimetacrilato. Sin embargo para la matriz del composite incisal, difiere de las otras 2, en poseer una baja carga de BisGMA. Hay algunos estudios sobre este material incisal en el cual se han encontrado buenos niveles de resistencia al desgaste comparado con otros sistemas, que se explicarían en estas concentraciones.



Figura 10. Horno, taza de luz y taza de agua del sistema Tescera ATL.

El proceso de polimerización para este sistema indirecto combina dos mecanismos de polimerización. Luz y calor bajo agua. La dentina es inicialmente presurizada a 60psi en una taza especial de luz, antes de que el ciclo comience. La presurización inicial elimina la incorporación de burbujas internas de aire durante el proceso de reconstrucción anatómica. La taza de luz contiene cuentas reflectoras que proveen soporte para el modelo de trabajo, mientras reflejan y difunden la luz alrededor de la cámara y a la superficie del composite.

Durante el proceso de reconstrucción incremental, cada ciclo de curado lumínico requiere 2 minutos para estabilizar la restauración durante la reconstrucción, permitiendo aplicar los incrementos subsecuentes, sin deformar la capa de composite subyacente. Luego de terminar completamente la restauración, la polimerización final es lograda en una taza de calor con la restauración sumergida en agua (que no se evapora porque a esa presión se requiere 160° para lograrlo), donde cualquier oxígeno residual es removido gracias a la adición de una tableta especial que recolecta el oxígeno libre. Esto es beneficioso porque el oxígeno limita la conversión al competir por los dobles enlaces del carbono. Por lo tanto al remover el oxígeno eliminamos la capa de inhibición, logrando propiedades físicas y mecánicas superiores en la superficie.

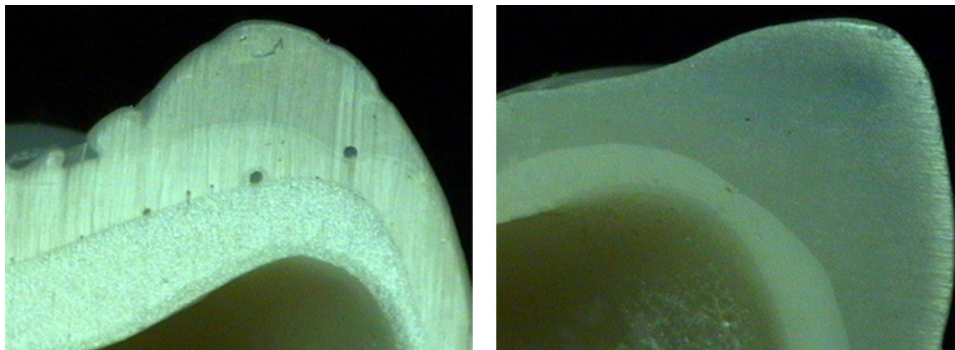


Figura 11. Comparativa de la presencia de inclusiones de oxígeno sin y con el sistema Tescera ATL.

La restauración final es polimerizada utilizando un ciclo completo inicial de presión de 60psi con luz y calor (130° Celsius que disminuyen a 90°C antes de que se libere la presión) por aproximadamente 10 a 13 minutos, dependiendo del tamaño de la restauración y de la temperatura inicial del agua. (Terry y Leinfelder, 2006)

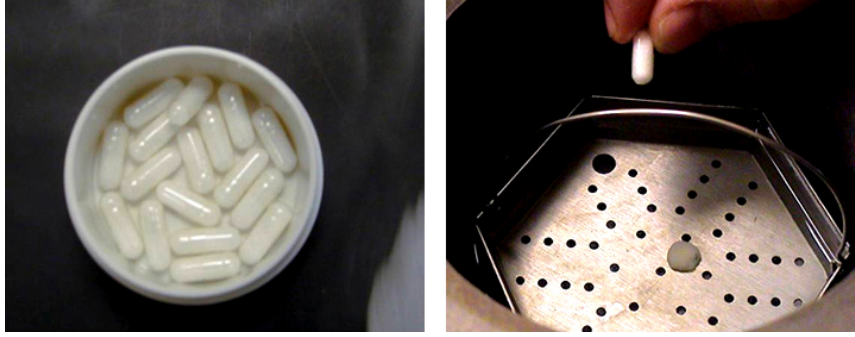


Figura 12. Cápsulas captadoras de oxígeno libre.

En la Tabla II encontraremos un resumen de los diferentes sistemas y características para una comprensión mas global de las distintas generaciones de los sistemas.

Clasificación	Marca	Polimerización	Relleno	Carga (peso)
Primera Generación	Dentacolor (Kulzer)	Fotoactivado	Microrelleno	51%
	Isosit N (Ivoclar)			69%
	VisioGem (3M)			42%
	Vita VMLC			46%
Generación intermedia	Sinfony (3M)	Fotoactivado	Microhíbrida	45%
	Solidex (Shofu)		Híbrida	53%
	Zeta LC (Vita)		Microhíbrida	58%
	Resilab (Wilcos)		Microhíbrida	53%
Segunda Generación	Artglass (Heraeus Kulzer)	Fotoactivado	Microhíbrida	72%
	Gradia (GC)			-
	CeseaD II (Kuraray)	Fotoactivados + Calor	Híbrida	82%
	Conquest / Sculpture (Jeneric Pentron)		Híbrida	79%
	Estenia (Kuraray)	-	92%	
	Targis (Ivoclar Vivadent)	Fotoactivados + Luz/Calor	Microhíbrida	80%
	SR Adoro (Ivoclar Vivadent)		Microrelleno	65%
	Sculpture (Jeneric Pentron)		Híbrida	79%
	Cristobal + (Dentsply Ceramco)		Microhíbrida	74%
	Tescera NTL o ATL	Fotoactivados + Calor /Presión y Ausencia de oxígeno	Híbrida	72-87%
	Belleglass NG (Kerr)		Microhíbrida	84%
	Premise Indirect (Kerr Lab)		84%	
	Concept HP (Ivoclar Vivadent)		Microrelleno	73-76%

Tabla II. Resumen de generaciones y sistemas de resinas de laboratorio.

6.- Resinas indirectas y el sistema CAD/CAM.



Figura 13. Tallado de un bloque de resina prepolimerizada.

La primera restauración CAD/CAM fue fabricada en el año 1985 con la unidad Cerec 1 de Sirona, y fue realizada con un bloque prefabricado de cerámica. En las siguientes dos décadas, la técnica ha evolucionado. Los equipos son relativamente más económicos, los programas son más amigables, la fabricación más rápida y las restauraciones son más exactas con respecto a la anatomía, ajuste marginal y contactos oclusales/proximales. Por tanto el enfoque CAD/CAM ha ganado popularidad en la fabricación de restauraciones indirectas dentocoloradas.

Aunque la cerámica es ampliamente utilizada para inlays y onlays, tiene desventajas potenciales como el riesgo de fractura, rigidez sobre la capa adhesiva y problemas de manipulación (fragilidad durante la fase de inserción y cementación y toxicidad del ácido fluorhídrico).

Hay un creciente interés en el uso de bloques de resina compuesta, como el Paradigm MZ100 de 3M ESPE, debido a su rigidez óptima, características de desgaste y porque ofrecen algunas ventajas sobre las cerámicas feldespáticas.

Las restauraciones de resinas compuestas son más resistentes a la fractura que las cerámicas feldespáticas, especialmente cuando el grosor de la restauración es limitado.

Este factor es importante durante la inserción de prueba y la cementación, cuando las piezas protésicas son asentadas con un instrumento metálico o usando un equipo ultrasónico. Además las restauraciones de resina compuesta pueden ser modificadas por razones estéticas o funcionales, con procedimientos simples de oficina, en contraste con la cerámica que usualmente requiere un paso por laboratorio para agregar cerámica o para glasear la superficie.

Además el tratamiento adhesivo es más seguro ya que no requiere el uso de ácido fluorhídrico utilizado para el tratamiento del intaglio de cerámicas grabables como las feldespáticas y vítreas. Esto es importante cuando el clínico debe reparar restauraciones intraoralmente.

Sin embargo, mientras nuevos bloques cerámicos policromáticos son introducidos en el mercado, los bloques de resina compuesta permanecen monocromáticos y la modificación de las restauraciones casi siempre son necesarias luego del proceso de tallado del bloque. (Rocca y cols, 2010)

El sistema Paradigm MZ100 está hecho del clásico material Z100 de la familia Filtek de 3M, pero esta hecho bajo un proceso de condiciones optimizadas que le asegura un curado muy completo. Se presenta en 2 tamaños; 10 y 14, correspondientes al tamaño de Cerec. Posee un 85% de carga en peso de un relleno de partículas ultrafinas de cerámica basadas en el zirconio y el sílice, cuyo tamaño puede ser calificado como microhíbrido. Este relleno es fabricado por un proceso patentado sol-gel que resulta en una estructura única de zirconia nanocristalina dispersada en sílice. La matriz consiste en BisGMA y TEGDMA. (Nandini, 2010)

Algunos estudios sobre estos materiales han demostrado que pueden ser utilizados en grosores extremadamente delgados, incluso en pacientes con altas cargas oclusales. (Schlichting y cols, 2011).

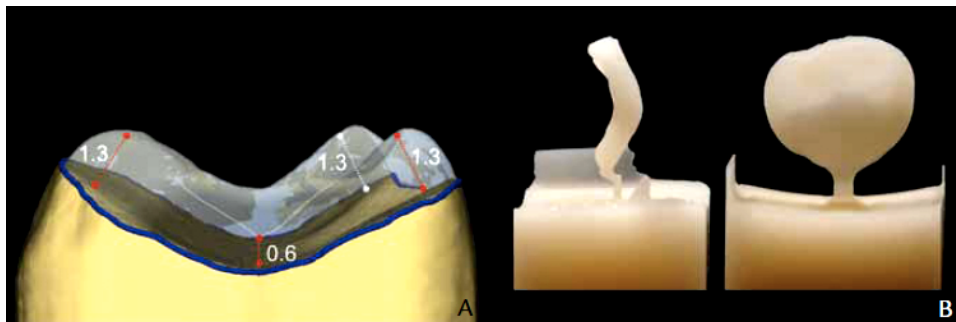


Figura 14. Diseño y terminación de una carilla oclusal en resina compuesta para CAD/CAM (Modificado de Schlichting y cols, 2011)

7.- Subestructuras de fibra de vidrio.

Algunos sistemas de resinas indirectas pueden indicarse como reemplazo para prótesis fijas convencionales de hasta tres unidades, eso si, utilizando fibras de refuerzo como sustitutos de las estructuras metálicas. Son varios los tipos de fibras que se han sugerido como refuerzo estructural, pero las más utilizadas en asociación con las resinas compuestas son las de fibra de vidrio y de polietileno.

Las fibras actúan como un refuerzo interno que reduce la deformación y disipan la propagación microfracturas en el caso de la fatiga estructural de la restauración. El conjunto de fibras más resinas recibe la denominación en inglés de FRC o Fiber reinforced composite (composite reforzado por fibras). En cuanto a su resistencia flexural, alcanzan valores de entre 800 a 1000 Mpa, lo que permite reemplazar un diente con preparaciones conservadoras de los dientes pilares.

De acuerdo a su arquitectura las fibras pueden ser clasificadas como

- Continuas/unidireccionales: presentándose en forma de vigas o mechones de fibras.
- Multidireccionales: presentándose en forma de una malla trenzada.

Las fibras unidireccionales poseen una mayor resistencia transversa y son las más indicadas como refuerzo de las prótesis fijas parciales. Las fibras multidireccionales aumentan la resistencia coronaria a la fractura y previenen las fallas en las zonas de los márgenes, siendo mejor indicadas como subestructuras de coronas y pilares.

El aspecto más significativo para el éxito clínico de las prótesis fijas con estructuras de fibras, es la utilización de fibras pre-impregnadas. Esto significa que las fibras reciben un pretratamiento industrial en el cual se las impregna uniformemente con silano, monómero y resina. La resistencia de las resinas reforzadas por fibras depende de esa impregnación por una matriz resinosa, pero también de la adhesión de esas fibras a la matriz; y la cantidad / orientación de las fibras. (Dyer y cols, 2004)

Si caracterizamos los sistemas de fibras más comunes asociados a los sistemas de resinas tenemos:

Sistema Vectris (Ivoclar Vivadent): es un sistema de fibras de vidrio preimpregnado con silano, monómero y resinas microparticuladas (aglomeradas), que viene asociado a la resina de segunda generación SR Adoro, que reemplaza al clásico sistema Targis.

Se encuentran 3 tipos disponibles de fibras:

- Vectris Single: que se utiliza como infraestructura de coronas totales de dientes anteriores y posteriores.
- Vectris Pontic: utilizado en la confección de estructuras en forma de barra en puentes fijos.
- Vectris Frame: que es utilizado sobre el intermediario para completar la estructura de las prótesis fijas.

- Fibrekor (Jeneric Pentron): es un sistema compuesto por fibras de vidrio preimpregnadas con resina y utilizado para la confección de prótesis con el sistema Sculpture.
- Construct (Kerr Lab): es un sistema de fibras de polietileno preimpregnadas que se utiliza asociado al sistema Premise Indirect, previamente llamado Belleglass NG

Existen también algunos sistemas de fibras de vidrio sin otro componente de resina indirecta asociado de fábrica. Es el caso de Fibrex-Lab de la marca Angelus. Está disponible en versiones unidireccionales y multidireccionales. Generalmente se pueden usar las mismas indicaciones que entrega el fabricante de Vectris o de FibreKor, para luego utilizar cualquier marca de resina indirecta de segunda generación.

Algunos de los errores más comunes a la hora de utilizar restauraciones reforzadas por fibras, se encuentran tanto en la indicación, como en los procedimientos de laboratorio, que al ser mas numerosos, son mas propensos al error. Por lo tanto la correcta selección de las fibras y sus direcciones, la adecuada polimerización de las mismas con los aparatos y métodos específicos, son esenciales para la obtención de resultados clínicos favorables en el largo tiempo. (Higashi y cols, 2009)

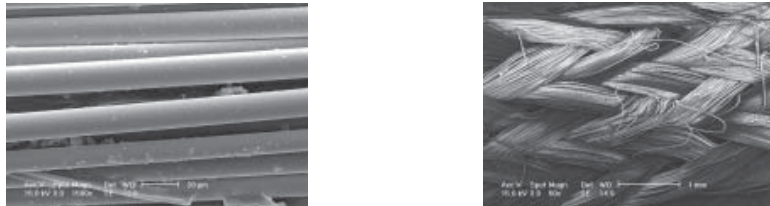


Figura 15. A la izquierda fibras unidireccionales del sistema Angelus Fibrex Lab. A la derecha fibras multidireccionales del sistema Construct de Kerr.

Para finalizar algunos fabricantes como BISCO, han propuesto su propio sistema de fibras de refuerzo basadas en el cuarzo, inspiradas en la experiencia en postes intraradiculares con estos materiales. Este sistema denominado U-Beam o viga en u, es básicamente una fibra de refuerzo de cuarzo, pretensado, unidireccional. Resistente a la torsión y flexión. Su indicación es en puentes. Posee una presentación alternativa en cilindros. (Gianinni y cols, 2005)

Fibra /Resina indirecta	Dirección fibras	Indicaciones Clínicas
Vectris Single /SR Adoro Ivoclar Vivadent	Multidireccionales	Coronas totales dientes anteriores y posteriores
Vectris Frame /SR Adoro Ivoclar Vivadent	Multidireccionales	Prótesis fijas de hasta 3 unidades
Vectris Pontic /SR Adoro Ivoclar Vivadent	Unidireccionales	Prótesis fijas de hasta 3 unidades
Fibrekor / Sculpture Jeneric Pentron	Unidireccionales	Prótesis fijas de hasta 3 unidades
Construct / Premise Indirect Kerr Lab	Multidireccionales	Prótesis fijas de hasta 3 unidades
Fibrex Lab Angelus	Uni y Multidireccionales	Prótesis fijas de hasta 3 unidades

Tabla III Resumen de algunos sistemas de fibras utilizados con resinas de laboratorio (Modificado de Higashi y cols, 2009)

8.- Cerámicas o Resinas Compuestas Indirectas.

Desde siempre la cerámica y las aleaciones metálicas (principalmente el oro) han sido los materiales preferidos para restaurar coronas de dientes posteriores. Hoy sin embargo debido a la gran demanda de estética por los pacientes, la cerámica es la indicación más utilizada.

Aunque sin duda posee ventajas como su excelente capacidad de mimetizarse con los dientes naturales, su resistencia a la fractura y al desgaste; también posee desventajas como el alto modulo de elasticidad o alta rigidez, absorbiendo poco de las fuerzas masticatorias, transmitiéndolas directamente a la raíz y estructuras alveolares.

Bajo circunstancias normales estas cargas no deberían presentar un problema para los pacientes, sin embargo, bajo ciertas condiciones, es necesario utilizar un material que absorba estas energías. Uno de estos escenarios es la rehabilitación de implantes. En aquellos casos que los implantes son restaurados con coronas cerámicas, una considerable carga es transferida no solo al implante, sino que también a todas las estructuras peri implantarias. Esta mayor carga aumenta el potencial de la degradación ósea y reduce su longevidad. Los materiales poliméricos, en cambio, absorben una gran cantidad del stress

oclusal, deberían ser considerados como el material de elección. Eso sí, con la consideración que solo algunos de los sistemas actuales pueden ser considerados como altamente resistentes al desgaste. Especial énfasis hay que hacer acá en el desempeño de los sistemas Cerec.

A medida que los pacientes van envejeciendo, también va degradándose en mayor o menor medida el periodonto. Así también aumenta la necesidad de materiales restauradores que absorban cargas masticatorias. Por lo tanto es otro caso clínico en que se deben tener en mente las resinas indirectas posteriores.

Además de los casos anteriores, los dientes tratados endodónticamente también podrían beneficiarse de las características absorbentes de las fuerzas de las resinas compuestas indirectas. Otras características relevantes de las resinas indirectas son el menor grado de desgaste que generan a los dientes antagonistas comparado con sus pares cerámicos.

El potencial de reparación de las resinas compuestas y la menor dificultad y preparación técnica para realizarlas, también son razones poderosas a la hora de elegirlos sobre las cerámicas, ya que además disminuye los costos asociados al tratamiento

Finalmente, el desgaste inferior de los dientes antagonistas hace de las restauraciones de resina indirecta, un sistema más amigable que las cerámicas disponibles en la práctica clínica. (Mehta y cols, 2011) (Kakaboura y cols, 2003) (Jain y cols, 2009)

9.- Restauraciones directas o indirectas.

La literatura nos indica que muchos autores sugieren que una restauración indirecta no nos entrega una ventaja comparativa sobre los composite aplicados de manera directa.

En general se argumenta que dadas las habilidades adecuadas y el cumplimiento de los protocolos sugeridos, ambos procedimientos entregan esencialmente los mismos resultados y longevidad.

Van Dijken (2000) evaluó el desempeño de más de un centenar de restauraciones por 11 años y no encontró diferencias en fracturas, desgaste oclusal y caries secundarias entre ambos métodos.

Wassel y cols (2005) demostraron que tampoco había diferencias en un estudio de 5 años.

Scheibenbogen-Fuchsbrunner (1999) reveló que con la excepción de una anatomía superior, el método indirecto o directo entregaba resultados similares.

Pallesen y Qvist (2003) estudiaron durante 11 años el desempeño clínico de ambas técnicas y obtuvieron resultados similares a los anteriormente citados.

O'neall y cols (1991) y Gerbo y cols (1992) mostraron en diferentes estudios que la resistencia al desgaste oclusal de muchas de las resinas post tratadas con calor tenían el mismo grado que aquellas no tratadas.

Pero sí existen estudios que indican lo contrario.

Ziemicki y cols (1991) probaron el sistema Charisma como inlay sometido a un tratamiento térmico y demostró una superior resistencia al desgaste.

Leinfelder (2005) demostró que Belleglass HP sufría un desgaste de solo 1 micro al año y al compararlos con las resinas directas más resistentes, se dio cuenta que estas poseían un desgaste de 8 a 10 veces mayor en el mismo tiempo. Kurdziolek (2000) obtuvo resultados similares.

Todos los resultados anteriores se relacionan con técnicas de post polimerización que pueden de manera efectiva extender el grado de conversión de los dobles enlaces de los polímeros.

10.- Protocolo clínico moderno en el desarrollo de las resinas indirectas.

En la odontología de ayer y hoy, existen tantos protocolos como autores tengan la posibilidad de comunicar sus resultados de investigaciones y experiencias clínicas. En estos tiempos de odontología basada en la evidencia, es un requerimiento consultar la literatura de buena calidad, revisada por pares y con el nivel más alto de significancia, a la hora de tomar decisiones clínicas. Pero en esta, como en muchas otras áreas de la odontología, existen sólo acercamientos a obtener evidencia de peso, en cuanto a la obtención de un protocolo validado en un cien por ciento por la literatura. Es por eso que repasaremos un protocolo moderno propuesto por Rocca y Kreijci (2007), donde se exponen ciertas tendencias de la odontología adhesiva contemporánea que han demostrado buenos resultados in vitro y se han apoyado por la experiencia clínica a corto plazo.

Este protocolo, lejos de ser una regla, es una orientación, y la gran cantidad de alternativas en cuanto a materiales, nos obligan a entender la filosofía y conceptos técnicos que fundamentan la elección de cada uno de ellos, siendo casi una obligación conocer las alternativas, ya que determinados casos clínicos pueden requerir diferentes materiales.

10.1.- De la preparación al provisorio.

Comienza con una primera sesión que involucra 4 pasos principales: preparación cavitaria, sellado cavitario bajo el concepto de sellado dentinario inmediato, impresión de alta precisión y provisionalización.

- 1) Anestesia general, evaluación y registro de contactos, selección de color, aislamiento absoluto y remoción del tejido inviable y/o de las restauraciones previas. La utilización de cuñas y matrices metálicas puede ser de mucha utilidad para el aislamiento, especialmente para desplazar la goma dique en cavidad para o levemente subgingivales.
- 2) Aplicación de un sistema adhesivo autograbante en la dentina expuesta, idealmente de sexta generación, si se debe incorporar el delgado esmalte subgingival, se incorporará con el sistema autograbante elegido.

- 3) Reconstrucción de anatomía bajo los principios de las cavidades para el método indirecto con resinas de laboratorio y eliminación de los socavados. Se sugiere la utilización de resinas compuestas microhíbridas o nanohíbridas. La idea es cubrir solamente la dentina y el esmalte subgingival (que debería ser posicionado en esta etapa a nivel supragingival)
- 4) Utilización de una unidad de polimerización Led de alta intensidad para lograr una conversión lo más completa posible de la reconstrucción.
- 5) Repaso para refinar la reconstrucción y el esmalte con instrumentos de diamante de grano fino. En caso de exponer dentina, esta debe ser resellada inmediatamente.
- 6) Algunos autores sugieren biselar el esmalte periférico, que equivale a redondear el margen cavo de este tipo de cavidad, para mejorar la adaptación y exponer perpendicularmente los prismas de esmalte.
- 7) Impresión con Silicona de Adición o Poliéter idealmente en una cubeta triple.
- 8) Aislamiento de la cavidad con glicerina, reducir el exceso con aire y luego utilizar un sistema de resinas blandas provisionales (Tipo Fermit N o Systemp B) y polimerizar para fijar en el lugar gracias a la contracción, sin cementar.

El objetivo de este protocolo basado en el sellado inmediato posee varias ventajas distintivas. Una de ellas es solo dejar disponibles 2 sustratos para la cementación: resina compuesta y esmalte cortado. El adherirnos a dentina recientemente cortada además permite: (Magne y cols, 2005)

- Excelente sellado cavitario: permite evitar la contaminación bacteriana de los túbulos dentinarios y minimiza el movimiento de fluidos dentro y hacia los túbulos, eliminando la sensibilidad postoperatoria y las molestias durante la cementación. Además permite utilizar provisionales sin necesidad de cementarlos.
- Permite la maduración de la adhesión durante la fase de provisorio: todo el proceso de desarrollo y estabilidad de la capa híbrida se produce durante la fase de provisorio, evitando irrumpir en ella con la contracción del cemento y la carga oclusal.
- Evita el desajuste durante la cementación: gracias a que el adhesivo es pre polimerizado antes de la impresión y no al momento de cementar.
- Se obtiene la adhesión en el mejor tipo de dentina: esto significa adherirse a dentina recién cortada y sin contaminación bacteriana o de restos de cementos provisionales.
- Separación de la adhesión hidrofílica de la dentina, de la adhesión hidrofóbica del esmalte, dejando este último sustrato disponible para la cementación final

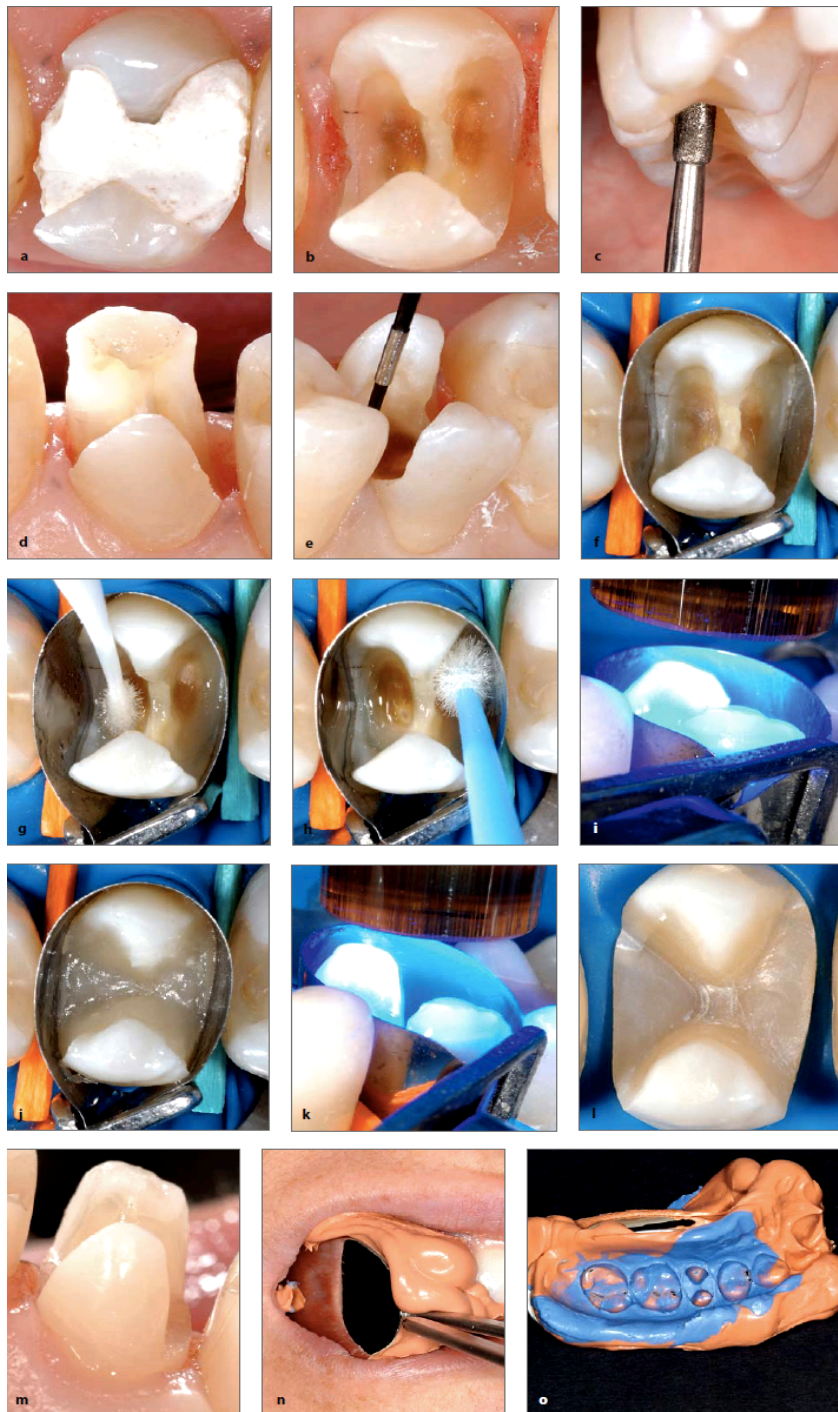


Figura 16. Resumen clínico del protocolo propuesto por Rocca y Kreijc (2007)

El utilizar una base de resina microhíbrida para la reconstrucción también es ventajosa por:

- Nos ayuda a lograr cavidades supragingivales, en los casos que el ancho biológico periodontal lo permita y favorezca.
- Protege mecánica y térmicamente la dentina reduciendo la sensibilidad.
- La absorción de agua de la capa híbrida del adhesivo es minimizada.
- Permite obtener piezas protésicas más delgadas, favoreciendo la transmisión de luz al cemento.

11.- Técnica semidirecta.

En aquellas situaciones en que existen grandes pérdidas de tejido, amplios cajones proximales, pérdida o debilidad de cúspides, y toda aquella indicación del método indirecto de las resinas de laboratorio que hemos discutido previamente; es menester la realización de una restauración cementada adhesivamente que requiere varios pasos previos.

Adicional a la sesión inicial clínica, es necesaria una etapa de laboratorio, siendo común el envío de la impresión o el modelo tanto de la preparación, del diente antagonista y un registro de mordida. En algunos casos esto se reduce al envío de una impresión en una cubeta triple o triple tray que reúne los 3 registros en uno. Con los modelos correctamente articulados, el laboratorista procederá a confeccionar la pieza protésica en alguno de los tantos sistemas disponibles.

Y en el período entre la preparación y la instalación definitiva de nuestra restauración, es necesaria la utilización de un provisorio. La suma de pasos aumenta tanto el tiempo, el uso de materiales y también el costo del tratamiento.

Es por eso que se ha hecho común la incorporación de la técnica que mezcla aspectos de la técnica directa e indirecta, en donde es el mismo clínico el que confecciona la restauración protésica sobre un modelo semi rígido, en la misma sesión clínica de la toma de impresión. (Spreafico, 1996)

Entre las ventajas de esta técnica se encuentran:

- La rapidez relativa entre que la prótesis es confeccionada y cementada.
- Polimerización más efectiva de la resina compuesta fuera de la boca
- Mejor adaptación a las preparaciones que la técnica directa.
- Menor costo por no utilizar laboratorio (ítem relativo por la necesidad del clínico de valorizar tanto el tiempo de trabajo extraoral y la necesidad de incorporar otros materiales adicionales.



Figura 17. Caso de reemplazo de amalgamas bajo técnica semidirecta Dr. José Antonio Rojas Carvacho.

Otras ventajas son el poder utilizar sistemas de resinas compuestas comunes en clínica, que como hemos comentado en este seminario de tesis, son muy similares, en algunos casos iguales, a los sistemas de laboratorio de segunda generación. Incluso pudiendo llevarlas por un proceso de post polimerización adicional en el caso de tener el equipamiento apropiado. Y si no se posee, ayudando a la polimerización con medios alternativos disponibles en casi todas las clínicas, pero también asumiendo una pérdida relativa de las propiedades que entregaría un sistema completo ofrecido por un fabricante. Por otro lado es una excelente herramienta de obtención de habilidades en el manejo de resinas compuestas, ya que generalmente un clínico promedio no tiene que lidiar en su práctica diaria con el tamaño de las restauraciones del método directo.

11.1.- Protocolo clínico.

- 1) Anestesia general, evaluación y registro de contactos, selección de color, aislamiento absoluto y remoción del tejido inviable y/o de las restauraciones previas.
- 2) Limpieza de la cavidad con chorro de bicarbonato y escobillas.
- 3) Acondicionamiento total y selectivo con ácido orto fosfórico al 37%
- 4) Aplicación de un sistema adhesivo que dependerá del agente con el que posteriormente se reconstruirá la cavidad.
- 5) Reconstrucción de anatomía bajo los principios de las cavidades para el método indirecto con resinas laboratoriales y eliminación de los socavados. Se sugiere la utilización de resinas compuestas microhíbridas o nanohíbridas. También es posible utilizar resinas para la reconstrucción de muñones para prótesis fija como Luxacore (DMG) o Rebuilda (VOCO)
- 6) Repaso de las preparaciones respetando el margen periférico, los ángulos redondeados y manteniendo los espesores adecuados para el material final
- 7) Impresión con Silicona de Adición idealmente en una cubeta triple.
- 8) Vaciado del modelo de la preparación con Poliéter tipo Impregum (3M) que no posee adhesión a la silicona de adición, y posterior transferencia a un sistema de troquelado y montaje como Twin trays (DVA) o Accutracc.
- 9) Vaciado del modelo antagonista con resina acrílica de baja contracción tipo Duralay o una resina bis acrílica como Luxatemp (DMG) o Structur (VOCO).
- 10) Troquelado y despeje con bisturí.
- 11) Confección de la incrustación anatómica y polimerización final por 60 segundos por cada cara
- 12) En una taza de goma incorporar agua hirviendo e introducir la prótesis, llevar al microondas a máxima potencia por 5 minutos. Como alternativa se puede llevar en un recipiente de agua al autoclave por 20 minutos de proceso bajo presión.
- 13) El pulido y la eliminación de puntos blancos que produce el tratamiento térmico se realiza con gomas y pastas de pulido. El brillo final es obtenido con sistemas impregnados tipo Astrobrush
- 14) En caso de haber excesos de contornos proximales deben mantenerse hasta ser probado en boca, porque es más factible eliminar excesos que agregar material
- 15) Prueba en boca de la adaptación.
- 16) Tratamiento de la incrustación en su superficie interna con chorro de óxido de aluminio de 50 micrones (como alternativa puede asperizarse con una fresa de grano medio (roja) con baja velocidad), luego limpieza con vapor y finalmente con ácido orto fosfórico al 37%. Aplicación de un sistema adhesivo dual, adhesivo de cuarta generación o sexta generación para minimizar incompatibilidades derivadas de su uso con cementos de resina duales.
- 17) El diente se limpia con un chorro de bicarbonato, acondicionamiento del esmalte y resina de reconstrucción. Aplicación de un adhesivo dual adhesivo de cuarta generación o sexta generación para minimizar incompatibilidades derivadas de su uso con cementos de resina duales.
- 18) Cementación con cemento de resina dual.
- 19) Eliminación de excesos, polimerización final y protección de los márgenes
- 20) Ajuste de oclusión, rebonding opcional con sistemas de tipo Fortify o Biscover luego del pulido final.

11.2 Alternativas al protocolo.

Existen algunos autores que proponen tomar la impresión de las preparaciones del método directo con alginato, lo que permite hacer el vaciado de las impresiones con silicona. Existen algunos sistemas de siliconas, ya sean de adición o condensación que poseen una dureza y rigidez mayor a las siliconas tradicionales de impresión. Estos son sistemas comerciales especiales para esta técnica como el sistema Mach2 / Blu-Mousse de Parkell, en el cual se utiliza Mach2 para el vaciado de la impresión de alginato y luego Blu-Mousse para completar y funcionar de material de zócalo del modelo.

Otras alternativas es utilizar registros de mordida de silicona como el Futar-D de Kettenbach, que serviría como material de vaciado de la impresión de alginato.

Con respecto a la mejora de la polimerización, algunos autores proponen “super” polimerizar con la unidad de curado convencional, prolongando los tiempos en aproximadamente 5 veces más que lo que se utilizaría por cada capa o por cada cara de la restauración.

Como consideraciones generales de las resinas compuestas bajo el método directo, es común leer y escuchar que tanto las caries secundarias como las fracturas son los problemas más recurrentes en la práctica diaria. Sumados a una creciente desadaptación marginal a medida que va aumentando el tamaño de la preparación, incorporación de burbujas y una polimerización incompleta, que además se suma a un stress de contracción cavitario. Por tanto el éxito de nuestras restauraciones estará ligado en gran medida a la habilidad del clínico y la higiene del paciente, siendo esto aún mas relevante en dientes posteriores.

El hecho de que toda la polimerización sea realizada fuera del medio bucal, no solo garantiza la falta de stress en la interfase adhesiva y cavidad, sino que también coopera con la estabilidad dimensional del diente y con aumentar los tiempos y lugares donde aplicar las unidades de polimerización, especialmente desde el intaglio o superficie interna de nuestras preparaciones.

Clínicamente la única contracción que sufriremos, será aquella de la capa de cemento, lo que minimizara problemas como la sensibilidad postoperatoria y la micro infiltración marginal.

Las técnicas semidirecta e indirecta permiten la polimerización más uniforme de toda la resina, aumentando el grado de conversión, pero además podemos someter a un tratamiento térmico con aparatos especialmente diseñados o con un autoclave u horno microondas. Se asume que entregaría ciertos beneficios de resistencia mecánica y estabilidad, pero también no serían estos equivalentes a las mejoras de un sistema completo.

También esta técnica mejora y facilita la obtención de la anatomía oclusal y los contactos proximales, la visualización y la manipulación. Grandes cavidades proximales, difícilmente son bien restauradas bajo el método directo.

Finalmente podemos acotar que al igual que con la técnica indirecta, es posible una mejor planificación y ejecución a la hora de restaurar varios dientes simultáneamente y en una sola sesión. La técnica es una alternativa viable bajo los mismos principios que se aplican a las resinas indirectas.



Figura 18. Caso clínico y laboratorio bajo el método indirecto realizado por el Dr. José Antonio Rojas Carvacho.

Conclusiones.

Luego de este seminario de tesis podemos llegar a algunas interesantes conclusiones. Es relevante entender que en la odontología moderna, cada material, cada sistema, es una alternativa válida de tratamiento, dependiendo del caso clínico.

Los sistemas de resinas de laboratorio en muchos casos son de composición muy similar o idéntica a los sistemas de resinas directas de los diferentes fabricantes. Las mismas compañías son rehaceas a explicar supuestos cambios como tipos de relleno o polímeros polifuncionales, que podrían explicar una diferencia sustancial con los sistemas directos, aunque muchos de ellos son modificaciones a las moléculas derivadas del BisGMA y UDMA. Eso sí, es común que la carga de relleno sea mayor porcentualmente.

También es claro que los sistemas de postpolimerización aumentan el grado de conversión, especialmente aquellos que combinan calor, luz, presión y ausencia de oxígeno, pese a que son pocos los sistemas disponibles en el mercado y aún son caros. Pese a esta mayor conversión, poco se sabe científicamente si este cambio es relevante a largo plazo y la literatura es confusa. Los mecanismos de polimerización son extremadamente complejos y muchas veces los resultados dependen de la metodología utilizada.

Además estos sistemas generalmente hacen engorrosa la fabricación de las restauraciones y el no respetar sus protocolos muchas veces pierden todas sus ventajas. También existen en el mercado sistemas artesanales que buscan imitarlos, y sólo terminan por engañar a los consumidores, caso especialmente relevante en los sistemas de post polimerización tipo Artglass, que dicho sea de paso se encuentra discontinuado.

La capacidad de reparación es un tema que no debe ser visto como un ítem más dentro de los beneficios de las resinas indirectas. Hay que recordar que gran parte de las acciones clínicas en la actualidad corresponden a reemplazos o reparaciones de restauraciones relativamente nuevas. Y también es una mejora en cuanto a la bioseguridad de nuestros pacientes, ya que la reparación intraoral de cerámica es potencialmente muy peligrosa.

Así como reemplazar las cerámicas completamente con las resinas de laboratorio no tiene sentido por sus diferentes características, tampoco es lógico descartarlas en diferentes planificaciones estéticas. Especialmente en el sector posterior donde la evidencia indica un desempeño clínico más que aceptable, una facilidad de uso destacada, y equipamiento que es más económico que para las cerámicas.

También hay que ser claro en cuanto la evidencia aún no revela una superioridad clara en cuanto a las resinas directas, aunque parece importante desarrollar cada vez más las habilidades adhesivas y de control de la estratificación para tener resultados similares. Sí es cierto que el método indirecto bien indicado, ahorra tiempo y entrega un desempeño clínico más predecible.

Para nuestro país el sistema Cerec aún es lejano a la práctica general, pero el cuerpo de investigación es cada vez más amplio, en cuanto a la versatilidad de las resinas prepolimerizadas en cubos para tallar mediante el sistema CAD/CAM.

Las fibras de refuerzo, a pesar de existir en diferentes diseños y marcas, son útiles a la hora de complementar las restauraciones, si se elige el modelo adecuado. Pero no se hace lógico planificar restauraciones plurales en base a este sistema, cuando hay cerámicas con características más resistentes, con excepción del factor económico.

Los pacientes con parafunciones y con compromiso periodontal, así como los dientes tratados endodónticamente, son muy beneficiados por las características resilientes de estos polímeros vítreos, siendo también relevante durante la rehabilitación sobre implantes

El método indirecto debe hoy ser entendido bajo el prisma del sellado dentinario inmediato, propuesto por la escuela de Pascal Magne, ya que bajo la filosofía adhesiva contemporáneo, es el método que mejores resultados está demostrando, por lo que se propone incluso incorporarlo a la enseñanza de pregrado.

El método semidirecto, es en mi opinión, en donde se expresa absolutamente la gran ventaja de las resinas de laboratorio o directas versus las cerámicas. Son las resinas compuestas el material que más comúnmente maneja el odontólogo general, es por eso que debería ser el mismo clínico, el que expresara más habilidad, como cercanía con estos sistemas, recomendando su uso rutinario para cavidades extensas que no pudiesen ser planificadas bajo el método indirecto por razones de tiempo o económicas. Convirtiéndolo además en una herramienta de entrenamiento sin igual en cuanto a la habilidad adquirida en la estratificación anatómica.

Eso sí, hay que ser claros, no existe evidencia científica que valide el método semidirecto en contraste con los sistemas indirectos, pese a que con el equipamiento adecuado, se puede realizar el mismo proceso de postpolimerización, incluso usando resinas directas. De otro modo se debe improvisar métodos de calor o de luz más calor, que como hemos revisado no han obtenido tan buenos resultados como los sistemas trimodales.

Bibliografía.

- Anusavice, K.J., (2004) *Phillip's Ciencia de los materiales dentales*. 11ed. España, Elsevier
- Bayne, S.C.; Heymann, H.O.; Swift, E.J., (1994) "Update on dental composite restorations". *Journal of the American Dental Association*. 125, pp 1166-1168
- Barrancos Mooney, J., (1999) *Operatoria Dental*. 3ra ed. Argentina, Editorial Panamericana
- Bowen, R.L.; Marjenhoff, W.A., (1992) "Dental composites/glass ionomers: the materials". *Advances in dental research*. 6, pp 44-49
- Bowen, R.L. (1963) "Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations". *Journal of the American Dental Association*. 66, pp 57-64
- Bowen, R.L. (1963) "Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations". *Journal of the American Dental Association*. 66, pp 57-64
- Buonocore, M.G., (1981) "Retrospections on bonding". *Dental Clinics of North America*. 25, pp 241-255
- Chain, M.; Baratieri, N.L., (2001) *Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores*. 1ra ed. Sao Paulo, Artes Medicas
- Charlton D.G., (2003) "Resin composites" en *Usaf Dental Evaluation and Consultation Service* [En línea]. EE.UU, disponible en: <https://decs.nhgl.med.navy.mil/DMNOTES/composites.pdf> [Accesado 10 Febrero 2006]
- Ferracane, J.L., (1995) Current trends in dental composites. *Critical reviews in oral biology and medicine*. 6(4), pp 302-318
- Glenn, J.F., (1982) "Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials" en Smith, D.C.; Williams, D.F (ed). *Biocompatibility of dental materials*. 10th ed. Boca Raton, FL, CRC Press, pp 98-125
- Gomes Moreira, M.A., (2003) "Sistemas adhesivos autograbadores en Esmalte: ventajas e inconvenientes". *Avances en Odontomatología*. 20(4), pp 193-198.
- Henostroza, G., (2003) *Adhesión en odontología restauradora*. 1ra ed. Curitiba, Editora Maio
- Hervas-Garcia, A.; Martinez-Lozano, M.A.; Cabanes-Vila, J.; Barjau-Escribano, A.; Fos-Galve, P., (2006) "Composite resins. A review of the materials and clinical indications". *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*. 11(2), pp E215-220
- Kerr Dental, (2006) "Premise – Overview" en *Kerr Dentistry* [En línea]. EE.UU., disponible en: <http://www.kerrdental.com/index/kerrdental-products-composites-premise-overview> [Accesado 25 Febrero 2006]
- Lutz, F.; Phillips, R.W., (1983) "A classification and evaluation of composite resin systems". *Journal of Prosthetic Dentistry*. 50, pp 480-488.
- McCabe, J.F.; Carrick, T.E., (1989) "Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites". *Journal of Dental Research*. 68(11), pp 1534-1539
- Matsumura H.; Tanoue N.; Atsuta M. (1999) Depth of cure of prosthetic composite materials polymerized with laboratory and handheld photo-curing units. *Journal of Oral Rehabilitation*. 26(9), 698–703

- Mehta, S.; Banerji, S.; Millar, B., (2011) “Aesthetic resin onlay restorations: rationale and methods”. *Dental Update* Oct;38(8):535-6.
- Millich, F.; Jeang, L.; Eick, J.D.; Chappelow, C.C.; Pinzino, C.S., (1998) Elements of light-cured epoxy-based dental polymer systems. *Journal of Dental Research*. 77(4), pp 603-608
- Nicholson, J.W.; Czarnecka, B., (2005) “The clinical repair of teeth using direct filling materials: engineering considerations”. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine. 220(5), pp 635-645
- Peutzfeldt, A., (1997) “Resin composites in dentistry: the monomer systems”. *European journal of oral sciences*. 105(2), pp 97-116
- Roeters, J.J.; Shortall, A.C; Opdam, N.J., (2005) “Can a single composite resin serve all purposes?”. *British Dental Journal*. 1999, pp 73-79
- Rueggeberg, F.A., (2002) “From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry”. *The Journal of prosthetic dentistry*. 87(4), pp 364-379
- Stansbury, J.F., (2000) “Curing dental resins and composites by photopolymerization”. *Journal of Esthetic Dentistry*. 12, pp 300-308
- Schmidseeder, J., (2001) *Atlas de Odontología Estética*. 1era ed. Barcelona, Masson
- Toyooka, H.; Taira, M.; Wakasa, K.; Yamaki, M.; Fujita, M.; Wada, T., (1993) “Radiopacity of 12 visible-light-cured dental composite resins”. *Journal of oral rehabilitation*. 20(6), pp 615-622
- Willems, G.; Lambrechts, P.; Braem, M.; Vanherle, G., (1993) “Composite resins in the 21st century”. *Quintessence International*. 24, pp 641-658
- Neumann, M.G.; Miranda, W.G.; Schmitt, C.C.; Rueggeberg, F.A.; Correa, I.C., (2005) “Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units”. *Journal of Dentistry*. 33, pp 525-532
- Van Dijken JW. (2000) Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of Dentistry*. Jul;28(5):299-306
- Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. (2006) A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence International*. 37(2):139-44.
- Sedgley CM, Messer HH.(1992) Are endodontically treated teeth more brittle? *Journal of Endodontics*. 18:332-5.

- Magne P. (2006) Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *Journal of Californial Dental Association*.34:135-47
- Dietschi D, Spreafico R (1998) Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-coloured posterior restorations. *Practical Periodontics Aesthetic Dentistry* 10: 4754.
- Smithson, J.; Newsome, P.; Reaney, D.; Owen, S. (2011) Direct or Indirect Restorations? *International Dentistry – African edition*. 1(1): 70-80
- Leinfelder KF. (2005) Indirect posterior composite resins. *Compendium*. 26(7):495-503; quiz 504, 527.
- Zenni L.; Pisani-Proença J.; Guilherme M.; Neves F.; Mieko E.; del Castillo Salmerón R. (2008). Restauraciones indirectas de composite: conceptos generales y propuesta clínica de utilización. *Quintessence (ed. esp.)*. 1(21): 1-7
- Wendt SL Jr., Leinfelder KF.(1990) The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. *Journal of the American Dental Association*. 120: 177- 181.
- Bagis Y.; Rueggeberg F.A. (2000) The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dental Materials*. 16:244-247

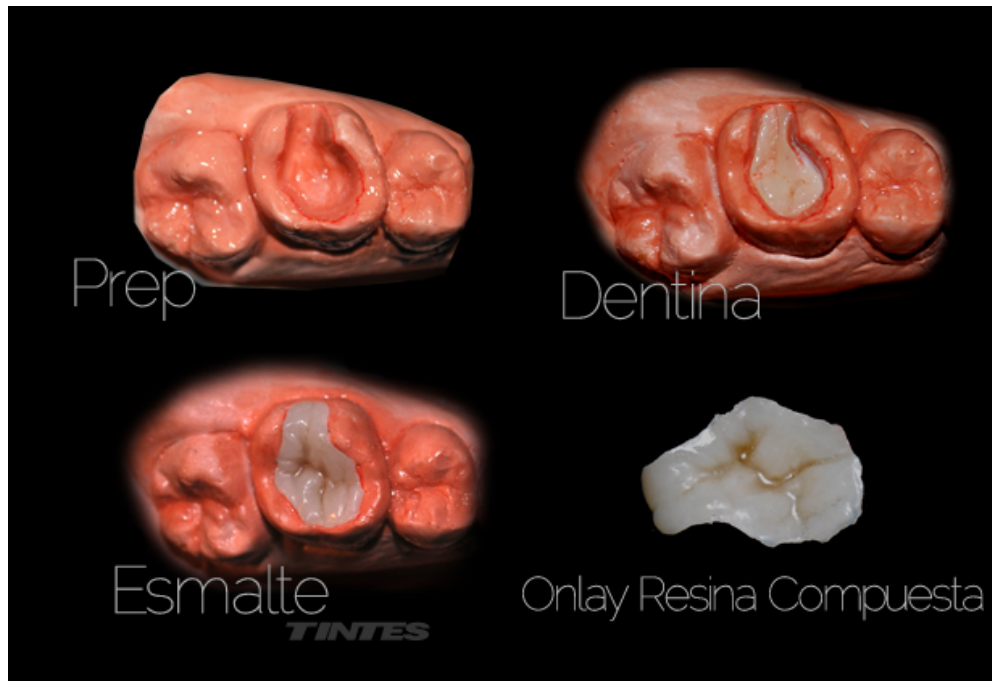
- De Gee AJ, Pallaw P, Werner A, Davidson CL.(1990) Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dental Materials* 6:266–70.
- Mazer RF, Leinfelder KF. (1994) Klinische Beuteilung von Charisma als direktes und indirektes Restaurationsmaterial. *Der Freie Zahnarzt*. 6:26-29.
- Spreafico R. (1996) Direct and semi-direct posterior composite restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 8:703-12
- Rueggeberg FA, Margeson DH. 1990 The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of Dental Research*. 69(10):1652-8.
- Rocca G.; Bonnafous F.; Rizcalla N; Krejci I. (2010) *Journal of Prosthetic Dentistry* ;104:273-275
- Nandini S.(2010) Indirect Resin Composites. *Journal of Conservative Dentistry*. 4(13): 184-194
- Schlichting L.; Maia H.; Baratieri LN.; Magne P. (2011) *Journal of Prosthetic Dentistry*. 105:217-226
- Dyer S.; Lassilab L.; Jokinen M.; Vallittub P. (2004) Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials*. 20: 947–955
- Behr M.; Rosentritt M.; Faltermeier A.; Handel G. (2005) Electron beam irradiation of dental composites. *Dental Materials*.21: 804–810
- Giannini V.; Ribeiro I.; Melo A.(2005) ”Resinas compuestas de uso en laboratorio” en Miyashita e. (ed) *Odontología estética: estado del arte*. 1 ed. Sao Paulo. Artes Medicas, pp 441-465.
- Mormann WH. (1982) Composite inlays: a research model with practice potential?. *Quintessenz* 33(10):1891-901.
- Wendt SL, Jr. (1987) The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. *Quintessence Int*. 18(4):265-71.
- Nakazawa M. (2009) Color stability of indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. *Journal of Oral Science*. 51(2): 267-273
- Touati B, Aidan N. (1997) Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent*. 9(3):108-18.
- Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. (200) Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5 year follow up. *J Dentistry*. 28(6): 375–382
- Suzuki S.; Nagai e.; Taira Y.; Minesaki Y. (2002) In vitro wear of indirect composite restoratives *J Prosthet Dent*. 88:431-6.
- Terry D.; Touati B. (2001) Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. *Pract Proced Aesthet Dent*. 13(1):51-8; quiz 60.
- Jain V, Platt JA, Moore BK, Borges GA. (2009) In vitro wear of new indirect resin composites. *Oper Dent*. 34(4):423-8.
- Terry D.; Leinfelder K. (2006) Development of a processed composite resin restoration: preparation and laboratory fabrication. *International Dentistry*. 8(4):12-20.
- Higashi C.; Arita C.;Gomes JC.;Hirata R. (2009) ESTÁGIO ATUAL DAS RESINAS INDIRETAS. Programa de Educação Continuada em Odontologia-ABO Educação a Distância PRO-ODONTO. pp 1-48
- Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE.(2005) Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. 94(6):511-9.

- Kurdziolek SK, Leinfelder KF.(2000) Properties and characteristics of an indirect BisGMA/barium-glass polymer ceramic restorative system. *Compend Contin Educ Dent.* 21: 1031- 1040.
- Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. (2003) In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater.* 19(5):393-8.
- Schlichting L.; Maia H.; Baratieri LN.; Magne P. (2011) Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217-226
- Scheibenbogen-Fuchsbrunner_A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. (1999) Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *Prosthet Dent.* 82(4):391-7.
- Pallesen U, Qvist V. (2003) Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 7(2):71-9.
- Rocca GT, Krejci I.(2007) Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *Quintessence Int.* 38(5):371-9.
- O'Neal SJ, Leinfelder KF, Wright W, Gerbo LR. (1991) Clinical evaluation of two types of composite resin inlays systems. *J Dent Res.* 70:457.
- Gerbo LR, O'Neal SJ, Leinfelder KF, Wright W.(1992) Two year comparison of indirect versus direct posterior composite restorations. *J Dent Res.* 72:568.
- Ziemiecki TL, Wendt SL, Leinfelder KF. (1991) Wear of composite resin in the posterior proximal contact area. *J Dent Res.*70:298 Abstr 260.

Anexos

Caso resina indirecta realizado en resina Miris 2 Coltene.

Clinica y laboratorio por el Dr. José Antonio Rojas Carvacho.



a) Etapa de laboratorio de resina diente 1.6 bajo la técnica incremental.



b) Cementación restauración y análisis de contactos oclusales.



c) Caso final restauración luego de una semana cementada