



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA<sup>20</sup>  
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CERÓMEROS  
(REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA)

T E S I N A

Que para obtener el Título de:

CIRUJANA DENTISTA

*Presenta:*

GABRIELA CANO FLORES

ASESORA:

C. D. J. PAULINA RAMÍREZ ORTEGA



*Dr. Bo. J. Ramírez Ortega*

MÉXICO, D.F.

1998

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

269251



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**

**Tesis Digitales**

**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**

**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

A Dios... Gracias, por haberme dado la oportunidad de vivir y por estar cada momento conmigo; me cuida, quiere y siempre protege.

A mis abuelos Francisco y Teresa...Gracias por ser el pilar fundamental de mí familia, ser un gran apoyo; enseñarme el valor de la vida y ser un gran ejemplo para mí, los quiero y siempre vivirán en mí pensamiento y en mí corazón. Mami Tete: cumplí lo prometido. Te quiero y te extraño.

A la memoria de Milagros y de Francisco, mis padres...a quienes les doy las gracias por estar presente día con día en mí vida, por sus desvelos, todo su cariño, amor y cuidado; mí corazón siempre estará con ustedes; los quiero y extraño.

A mi padre...Gracias por todo tu apoyo, quererme y ser un ejemplo para mí.

A mi madre...gracias por haberme dado la vida y por que te quiero.

A mi tía Goya...te agradezco enormemente tu esfuerzo, dedicación, enseñanza, amor, paciencia, cuidados y sobre todo por ser un gran ser humano. Por todo esto y más muchas gracias.

A mis tíos... Chela, Juan, Cocoy, Güera, Ariel, Tere, Ivonne y Lilián, quienes me han visto día con día crecer y enseñarme la importancia de la familia; gracias por todo su apoyo y cariño.

A Mily y a Francisco...Por ser mis hermanos y una parte importante de mi niñez. Mily te quiero.

A mis hermanos Stephanie, Tayde y Francisco...Por que gracias a su ternura e inocencia, me hacen recordar lo años más felices de mi vida. Los quiero.

A mis primos...especialmente a mis "hermanitas" y sobre todo a Muñe; por que ocupan un lugar importante en mi corazón.

A mis amigas Jannet y Minerva...Por que a pesar de todo lo logramos. Gracias por su amistad y por el apoyo incondicional que siempre me han brindado.

A la UNAM...por ser mi orgullo, mi casa, mi escuela y mi refugio. Muchas gracias.

A la Facultad de Odontología...por ser la mejor casa de enseñanza y un gran orgullo para la comunidad odontológica

A todos mis profesores...Por todos los conocimientos y enseñanzas que a lo largo de la vida me han brindado y lograr así ser la profesionista que soy.

A la Dra. Paulina...Por su dedicación, su tiempo, sus conocimientos y su orientación e inspirar mi gran afición a los materiales dentales.

Al Dr. Federico Barceló...por ser una persona de respeto.

A todos y cada uno de mis pacientes...por haberme dado la oportunidad de aprender mucho en ellos. Gracias.

Y a todos los que han contribuido a lo largo de toda mi vida, para que logrará ser una persona de provecho. A todos gracias.

## **INDICE**

|                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------|----|
| INTRODUCCIÓN                                                  | 1  |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA                                    | 2  |
| JUSTIFICACIÓN                                                 | 3  |
| OBJETIVOS (GENERAL Y ESPECÍFICOS)                             | 4  |
| CAPÍTULO I CERÁMICA DENTAL                                    | 5  |
| CAPITULO II RESINAS COMPUESTAS                                | 13 |
| CAPITULO III CERÓMEROS (CERÁMICAS OPTIMIZADAS CON<br>POLÍMERO |    |
| A) GENERALIDADES                                              | 22 |
| B) NOMBRE GENÉRICO Y COMPOSICIÓN                              | 23 |
| C) MÉTODO DIRECTO                                             | 24 |
| D) MÉTODO INDIRECTO                                           | 30 |
| E) PRINCIPIOS DE LA PREPARACIÓN                               | 34 |
| F) FABRICACIÓN DE LABORATORIO                                 | 37 |
| CAPÍTULO IV REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA RECIENTE                   | 46 |
| CONCLUSIÓN                                                    | 57 |
| BIBLIOGRAFÍA                                                  | 58 |

## **RESUMEN.**

Los cerómeros han surgido como una opción más en la moderna odontología estética.

Este material combina una cerámica optimizada con un polímero reforzado con fibras. Sus partículas cerámicas tridimensionales desarrolladas y homogeneizadas van desde 0.04 a 1.0  $\mu\text{m}$  y 75-85% de polímero orgánico que rellena los espacios intermedios. Debido a su composición y estructura podemos aunar las ventajas y las desventajas de la cerámica y de las resinas compuestas que permite respetar la sustancia de diente, estética y estabilidad de la restauración gracias a la fijación adhesiva con modernos composites para la cementación.

El cerómero puede usarse en forma directa o indirecta y posibilita la fabricación de carillas, incrustaciones (inlay y onlay), coronas completas en anteriores y posteriores de hasta tres unidades.

La mayor ventaja de este material es su alto módulo de elasticidad (que es similar al de la dentina) y la resistencia a las fuerzas masticatorias, así como la estética que ofrece, contribuyendo a la longevidad de la restauración.

Entre sus desventajas podemos mencionar, su contracción y la dificultad en su manipulación.

## **INTRODUCCIÓN.**

La motivación personal específica para realizar esta exhaustiva revisión bibliográfica es el conocimiento y la búsqueda de nuevos materiales restauradores estéticos y funcionales, para proporcionar al Cirujano Dentista alternativas entre restauraciones metálicas y cerámicas.

Una de estas tantas alternativas manejadas en nuestro tiempo es la introducción de los cerómeros, material sobre el cual enfocaremos nuestra investigación.

El nacimiento de los cerómeros (cerámicas optimizadas con polímeros y una estructura de fibra impregnada de composite), podría proporcionarnos las características idóneas de un material restaurador, que devuelva la función y la estética adecuada, para estos fines, debemos tener un amplio conocimiento de este material, de sus características como: composición, indicaciones, técnicas directas, y técnicas indirectas (laboratorio), así como sus limitaciones.

El contenido de esta investigación orientará el uso correcto e idóneo de estos materiales sobre los tradicionales.



-  
-  
-  
-  
-

### **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:**

Los Cerómeros son materiales de reciente aparición en el mercado dental (aproximadamente en 1996) y son el resultado de la combinación de material cerámico dental y de resina compuesta e indicadas como restauraciones estéticas fijas. Dado que estos materiales tienen poco tiempo de usarse clínicamente, no existe información en libros de texto y consulta.

### **JUSTIFICACIÓN:**

Es necesario hacer una revisión bibliográfica exhaustiva de artículos, publicaciones de revistas o investigaciones de los cerómeros, para conocer las propiedades y características que reportan los autores, así como los alcances y limitaciones de éstos materiales.

## **OBJETIVOS**

### **GENERAL:**

- \* revisión bibliográfica de los materiales que preceden a los cerómeros: cerámica dental y resinas compuestas.

### **ESPECÍFICOS:**

- \* Revisión bibliográfica de las características mecánicas, físicas, aplicaciones y limitaciones de los cerómeros.
- \* Análisis de los estudios publicados de las cerámicas optimizadas con polímero (cerómeros).

## **CAPÍTULO I**

### **CERÁMICA DENTAL.**

La cerámica dental también conocida como porcelana dental, es un material de restauración definitiva por sus altas cualidades estéticas que iguala la estructura dental adyacente, por su translucidez, color, e intensidad.

#### **Composición:**

Feldespato (matriz vítrea)

Sílice, cuarzo (endurecedor)

Caolín (opacador)

Óxidos de sodio potasio y boro (fundentes)

Óxidos blancos de circonio, titanio, estaño (opacadores)

Óxidos de cobalto, hierro y cromo (pigmentos).

#### **Estructura de la composición**

Las porcelanas dentales son la combinación de minerales cristalinos (feldespato, sílice y alúmina) en la matriz de vidrio. La fase de vidrio consta de polvos finamente trabajados, los cuales al arder o sinterizarse a altas temperaturas, se funden.

**Clasificación.** Por su temperatura de fusión pueden clasificarse en:

Alta fusión 1288 - 1371°C

Fusión media 1093°C - 1260°C

Baja fusión 871°C - 1066°C

### **Porcelana feldespática.**

La porcelana de alta fusión es utilizada para la construcción de dientes de dentadura artificial y rara vez para la fabricación de restauraciones individuales: contiene 72 a 85% de feldespato, 12 a 22% de cuarzo y 4% de caolín.

El feldespato actúa como una matriz vítrea o cristalina para el cuarzo el cual permanece en suspensión después de la combustión.

Los feldespatos usados para la fabricación de porcelana dental son mezclas de silicato de potasio, aluminio y albita. El feldespato natural jamás es puro y es variable su reacción a la potasa y sosa. Cuando el feldespato se funde de 1250 a 1500°C, el fundido se vuelve vidrio en una fase de sílice cristalino libre.

La sosa formada por el feldespato disminuye la temperatura de fusión, en tanto que la formación de la potasa incrementa la viscosidad del vidrio fundido, originando un mayor hundimiento o flujo piropástico de la porcelana durante la combustión. El cuarzo se utiliza como un endurecedor y estabilizador de la masa a altas temperaturas.

El caolín es un silicato de aluminio hidratado que sirve como aglutinante y hace más moldeable la porcelana sin haberla calentado; está presente en pequeñas cantidades y es utilizado como un opacador.

Muchas porcelanas para restauración contienen una fase cristalina libre de cuarzo, sin embargo deben denominarse vidrios, y las porcelanas de alta fusión, más exactamente, "vidrios feldespáticos".

En las porcelanas de mediana y baja fusión, el fabricante mezcla los componentes los funde y los enfría bruscamente en agua. El enfriamiento ocasiona tensiones internas a causa del agrietamiento y fractura del vidrio. A este proceso se le llama frituración y el producto se llama frita, que es un polvo fino, cernido y tamizado. Los álcalis (potasa y sosa) se introducen como carbonatos o como minerales naturales.

### **Porcelana aluminosa.**

Consta de un cuerpo o estructura central de porcelana que contiene de 40 a 50% de cristales de alúmina en un vidrio de baja fusión. Las partículas de alúmina son mucho más fuertes, con un módulo de elasticidad más alto, que el cuarzo e interrumpe la propagación de grietas con mayor eficacia. La matriz seleccionada debe tener el mismo coeficiente de expansión térmica que la alúmina. De esta manera cuando se fracturan las partículas de alúmina lo hacen con mayor dificultad que el vidrio y por lo tanto requiere de mayor energía para la propagación de la grieta a través del vidrio, sólo de esta manera un 50% en peso de alúmina-vidrio puede tener el doble de resistencia de la sola fase de vidrio.

Se dice que puede obtenerse mayor resistencia, cuando exista alúmina de alta pureza en una proporción mayor a 97%, como un refuerzo para la porcelana translúcida.

### **Tiempo de sinterizado y resistencia de la porcelana aluminosa.**

Es esencial que exista un enlace químico entre la matriz del vidrio y los cristales de la alúmina, de manera que se obtenga la máxima resistencia de la porcelana aluminosa. Este sistema es más eficaz para impedir la fractura cuando pueden pasar grietas en forma indiscriminada a través de ambas fases del vidrio y de cristal de alúmina, por ello permite a los cristales soportar mayor proporción de cualquier tensión aplicada a la porcelana.

Conviene utilizar un tiempo prolongado de sinterizado, cuando se cuecen las porcelanas de baja fusión con núcleo aluminoso, a fin de permitir que los cristales absorban bien el vidrio.

El sinterizado adicional, por un tiempo aproximado de 15 minutos más de lo que recomienda el fabricante, deberá efectuarse en una atmósfera normal.

El fabricante para dar diversos tonos a la porcelana le añade una frita coloreada, que consta de óxidos metálicos y sus valores correspondientes, que posteriormente se mezclan con la frita de polvo sin pigmentar obteniendo tono y matiz apropiados.

### **Manipulación.**

El tono de polvo escogido se mezcla con agua destilada o un líquido especial para formar una pasta y se aplica a la matriz de platino o a la infraestructura de metal-cerámica. Las partículas de porcelana deben unirse en cuanto sea posible a fin de minimizar la contracción cuando se somete al calentamiento. Este empacado o condensación puede obtenerse mediante varios métodos, como las técnicas de vibración, espatulación o pincelado.

La masa de la porcelana condensada se coloca frente a la mufla u horno precalentado. Esto permite que el vapor de agua remanente se disipe. La colocación de la masa condensada directamente en el horno, aunque fuera a temperatura moderada, genera la producción rápida de vapor, e introduce espacios o fractura en grandes sectores de la porcelana superficial. Después de precalentarla durante cinco minutos, la porcelana se coloca en el horno y comienza el ciclo de cocción.

### **Períodos de cocción.**

La cocción a punto de bizcocho suave, es el período en que los granos de vidrio se han ablandado y comenzaron a escurrirse. La sustancia calentada es rígida, pero muy porosa. Las partículas de polvo carecen de cohesión completa. Se observa una contracción de cocción despreciable. El bizcocho mediano se caracteriza por el hecho de que los granos de vidrio han



escurrido hasta el punto de que las partículas de polvo tienen cohesión completa, la substancia es aun porosa, y hay contracción evidente.

Después del bizcochado, o final, la contracción es completa, y la masa presenta una superficie más lisa. Se ve una porosidad leve, y el cuerpo no presenta glaseado. En cualquiera de estos periodos pueden retirarse la pieza del horno y enfriarla para hacerle agregados.

Sin embargo cuanto menor sea la cantidad de ciclos de cocción a los que se exponga la restauración, tanto mayor será la resistencia y mejor la estética. Muchas veces, la cocción repetida origina una porcelana sin vida y demasiado translúcida.

Para evitar burbujas o porosidades en la superficie de la porcelana se recomienda:

- \* Cocer la porcelana al vacío.
- \* sustituir la atmósfera de los hornos por un gas difusible (helio, hidrógeno o vapor)
- \* Enfriar la porcelana fundida bajo presión.

### **Propiedades físicas y mecánicas.**

A causa de su estructura, el cristal carece de ductilidad después de la vitrificación. No se produce ni dislocaciones ni deslizamientos.

Al romperse produce una fractura quebradiza. Su resistencia a la compresión y a la tracción es alta. Su resistencia tangencial es baja debido a las irregularidades de la superficie.

Si la estructura se halla bajo tensión por tracción, las tensiones concentradas superan con facilidad la resistencia del cuerpo cerámico y la profundidad de la grieta aumenta, cuanto mayor sea la profundidad de la grieta, mayor será la concentración de tensiones y la fractura quebradiza se produce con rapidez.

#### **Ventajas:**

- \* excelentes cualidades estéticas
- \* es insoluble en líquidos bucales
- \* estabilidad dimensional una vez cocida
- \* biocompatible con los tejidos bucales (es un material inerte)
- \* es resistente a la abrasión
- \* no se pigmenta

#### **Desventajas:**

- \* baja resistencia a la compresión tangencial y traccional
- \* contracción durante la cocción
- \* dureza

- \* manipulación un poco complicada
- \* fragilidad
- \* baja resistencia de impacto
- \* márgenes quebradizos y difíciles de terminar
- \* dificultad para ser desgastado

### **Indicaciones:**

- \* coronas metal-porcelana
- \* carillas
- \* coronas venner (frente estético)
- \* coronas totales
- \* incrustaciones

### **Contraindicaciones:**

- \* bruxismo.<sup>1</sup>

---

<sup>1</sup> Skinner. La ciencia de los materiales dentales.

## CAPÍTULO II

### RESINAS COMPUESTAS.

#### **Historia.**

La fabricación de resinas acrílicas de autocurado a fines de la década de 1940, hizo posible la restauración estética directa de los dientes. Esas resinas permitían la combinación del monómero con el polímero,<sup>1</sup> que por lo general, se presentan como sistemas de polvo-líquido; el polvo contenía ciertas partículas de un polímero metilmetacrilato y aminas terciarias como aceleradores. Mientras que el líquido contiene monómero de metilmetacrilato y peróxido de benzoílo como iniciador <sup>2</sup> con lo cual se obtenía una masa plástica que se colocaba dentro de la cavidad tallada, donde polimerizaba in situ. El uso de la resina acrílica para obturaciones dentarias fue tema de muchas controversias. Ciertas cualidades, como las estéticas y la insolubilidad, la hacían superior al cemento de silicato. Por otro lado, otros defectos que le eran propios hacían dudar de que sirviera como material de obturación.<sup>1</sup>

No fue hasta que Ray Bowen, del Nacional Bureau of Standards, en 1962, combinando una resina epóxica y una de metacrilato desarrolló el componente de la resina Bis-GMA de tan extendido uso en nuestros días. Su

---

<sup>2</sup> Alberts Harry. Odontología estética selección y colocación de materiales.

resina Bis-GMA era más grande y menos hidrofílica que las resinas de metacrilato previas.<sup>2</sup>

A pesar de que la resina de Bowen tienen ventajas como una restauración compuesta, también presenta varias desventajas: alta viscosidad (se requiere de el uso de monómeros diluyentes), dificultad de sintetizar un compuesto puro, una fuerte inhibición para polimerizar al aire y una alta adsorción de agua por los disolventes usados y los grupos hidroxilo de la molécula Bis-GMA.<sup>1</sup>

-

### **Evolución de las resinas.**

Los sistemas de resinas son los materiales de obturación que más se utilizan en las restauraciones anteriores estéticas ya que pueden mimetizar el color del diente natural. Durante años se han ido mejorando las propiedades físicas de las resinas y actualmente son de hecho los materiales de mayor difusión entre los materiales estéticos.<sup>2</sup>

### **CLASIFICACIÓN DE RESINAS.**

#### **◊ Resinas de macrorelleno.**

Para mejorar las propiedades físicas de las obturaciones de resinas de metacrilato se reforzaron agregándoles partículas de relleno inorgánico. A este proceso se le llama refuerzo de partículas.

Los dos componentes de rellenos más utilizados en nuestro días como “carga” de las resinas de macrorelleno son el cuarzo y los cristales de metal pesado, como los cristales de bario. Ambos se fabrican triturando grandes porciones de cuarzo o indio en pequeñas partículas. En las resinas primitivas el cuarzo era el relleno <sup>2</sup> y el diámetro de las partículas oscilaba entre 1 y 5  $\mu\text{m}$ .<sup>4</sup> Hoy los que más se utilizan son los rellenos de cristal de metal pesado, ya que se pretende que las resinas sean radiopacas; el tamaño medio de la partícula es de 0.6  $\mu\text{m}$ . Con la adición de partículas de relleno inorgánico a la matriz orgánica se consiguieron las siguientes mejoras:

- \* mejor resistencia a la abrasión
- \* disminución del coeficiente de expansión térmica
- \* aumento de la dureza y resistencia a la compresión
- \* mejor resistencia a la fractura y a la fuerza traccional
- \* menor absorción de agua
- \* rigidez aumentada<sup>2</sup>

#### **Desventajas:**

- \* el pulimento es deficiente
- \* rugosidad superficial
- \* acumulación de placa y pigmentos<sup>3</sup>

---

<sup>3</sup> Guzmán. Biomateriales odontológicos de uso clínico.

#### ◊ **Resinas de microrelleno.**

Las resinas de microrelleno se desarrollaron para mejorar la rugosidad de la superficie de las resinas de macrorelleno. Contienen partículas de relleno inorgánico de sílice mucho más pequeñas, con un diámetro que oscila entre 0.02 y 0.07  $\mu\text{m}$ .<sup>4</sup> El tamaño medio que se usa en odontología es de 0.04  $\mu\text{m}$ .

Las fórmulas de microrelleno pueden ser:

- \* complejos de micropartículas unidos a plásticos pre-polimerizados. La sílice coloidal se incorpora dentro de una matriz de resina que se polimeriza por el sistema de termocurado. Seguidamente se procede a pulverizar el tamaño de partícula de 1 a 200 micrones.
- \* complejos de micropartículas incorporadas a polímeros esféricos prepolimerizados. En este caso el sílice coloidal es incorporado dentro de esferas poliméricas parcialmente polimerizadas con diámetro de 20 a 30 micrones.
- \* complejos de micropartículas conglomeradas. En esta técnica se aglomeran artificialmente las micropartículas de sílice coloidal en conglomerados de un tamaño entre 1 y 25 micrones. No intervienen matrices orgánicas de polímeros.

---

<sup>4</sup> Roth. Los composites.

### **Ventajas:**

- \* Alto grado de pulimento
- \* buena estética
- \* conserva tersura.

### **Desventajas:**

- \* radiolúcidas
- \* algunos problemas en propiedades ópticas y físicas.<sup>3</sup>
- \* coeficiente de expansión térmica alta.
- \* alta absorción de agua.
- \* contracción de polimerización
- \* alta incidencia de fractura a la fatiga.<sup>2</sup>

### **◇ Resinas híbridas.**

Estos materiales se fabrican combinando resinas de macrorellenos con resinas de microrellenos. Surgieron con el propósito de obtener las propiedades de los dos tipos de resina. El microrelleno se añade para ajustar la viscosidad de la resina y reforzar la matriz para tener un coeficiente de expansión térmica más similar al macrorelleno correspondiente. También mejora las propiedades estéticas ya que permite obtener superficies más lisas que los de macrorelleno. En experimentos se ha demostrado que las



resinas híbridas tienen una mejor resistencia al desgaste que las convencionales.<sup>2</sup>

#### ◊ **Composición de resinas compuestas**

**Matriz de resina:** El monómero de dimetacrilato (Bis-GMA) se sintetiza mediante la reacción entre el bisfenol A y el metacrilato glicídilico. Presenta contracción de polimerización un poco menor que la de metacrilato de metilo y endurece con rapidez en condiciones bucales.

Para mejorar aun más ciertas propiedades del material, se hacen otras modificaciones a la matriz de resina. La resina de metacrilato es demasiado viscosa para usarla convenientemente a la temperatura ambiente de modo que se diluye con sólo agregar otros monómeros de metacrilato de baja viscosidad. Estos monómero pueden ser difuncionales para que formen un polímero de cadena cruzada. Se añaden estabilizadores para mejorar la vida útil de almacenamiento. Como por lo general la polimerización se realiza por medio del sistema de peróxido y amina, hay que incorporar compuestos absorbentes de luz ultravioleta para minimizar el cambio de color del material cuando se halla expuesto a la luz solar.

Las resinas se surten en dos componentes, un polvo y un líquido, una pasta y un líquido o dos pastas. Como ocurre con las resinas acrílicas sin relleno,

la amina se involucra en un componente y el peróxido de otro. Cuando ambos combinan, ocurre la polimerización.

Las fórmulas actuales para restauración compuesta están formuladas con o sin BIS-GMA y suelen contener aductores de BIS-GMA con disocianatos, metacrilatos de uretano, estructuras tipo BIS-GMA sin grupos hidróxilo y aún más combinaciones de metacrilatos epóxicos de alcanos y éteres de resorcinol. En la próxima generación de productos intervendrá polifluorinatos, polimetilmetacrilatos fenólicos estabilizados y monómeros polimerizados por un mecanismo de abertura del anillo.

**Rellenos:** Los productos comunes tienen cuarzo cristalino y vidrio de cerámica de litio o ambos. Sin embargo se usan otros rellenos como el silicato de calcio, las cuentas de vidrio, las fibras de vidrio y el beta-eucryptito. Apenas hace poco, se introdujo el fluorato de calcio como relleno. La dureza de los rellenos varía desde grandes partículas duras de cuarzo hasta pequeñas y suaves partículas de vidrio. Si las partículas duras dispersas han de inhibir la deformación de la matriz, es preciso que los rellenos de un compuesto tengan concentración alta. Otra función del relleno es reducir el coeficiente de expansión térmica de la matriz de resina. Cuanto más alta sea la relación entre el relleno dimensionalmente estable y la resina dimensionalmente inestable, más bajo será el coeficiente de expansión térmica del compuesto. Aunque la concentración del relleno varía de un

producto a otro, por lo general están presentes en cantidades que van desde un 70 a 80%.

Es deseable cierta radiopacidad en una restauración, la cual se obtiene al mezclar rellenos que tengan vidrio de bario y estroncio.

La disminución de tamaño de las partículas es una consideración importante para el relleno. En los materiales compuestos más convencionales, la distribución se extiende de 1 a 100 micrómetros. Por lo general se emplean las mezclas finas partículas (1-20  $\mu\text{m}$ ) y las partículas gruesas (mayor a 100  $\mu\text{m}$ ).

**Agentes de unión:** Los agentes de unión de vinil silano (órgano funcional) fueron los primeros que se usaron. Ahora se han reemplazado por compuestos más activos, como el gamma-metacriloxi propil silano.

La adhesión estable del relleno a la resina es esencial para que el compuesto tenga resistencia y durabilidad. La falta de unión adecuada, permitirá el desprendimiento de relleno de la superficie o la penetración de agua por la interfase del relleno y la matriz.

En la actualidad todas las resinas compuestas, curan o polimerizan por activación a base de luz visible (470 nm).<sup>1</sup>

El primer sistema que se usó en odontología empleaba la luz ultravioleta, el cual está en desuso por que resultaba nocivo para el profesional y para el

paciente, ya que producía dermatosis y trastornos oculares, además la profundidad de polimerización era insuficiente.<sup>4</sup>

Los componentes de activación para la luz visible suelen ser dicetonas y cetonas aromáticas como las camforoquinonas y biacetil usados en conjunción con agentes reductores, o sea aminas terciarias.

Una de las ventajas de los sistemas de curados por luz visible, en comparación con los sistemas de luz ultravioleta, es que, no produce efectos nocivos, siempre y cuando se utilicen los lentes de protección adecuados y no se observe directamente la luz. Otra ventaja es que la resina puede polimerizarse a través del esmalte, de ésta manera la contracción de polimerización de la resina se dirige hacia la fuente de luz, que será a través del esmalte; además se logra mejor sellado de la restauración.<sup>1</sup>

## **CAPÍTULO III**

### **CERÓMEROS**

#### **CERÁMICAS OPTIMIZADAS CON POLÍMEROS**

##### **GENERALIDADES.**

En la última década se han incrementado las opciones para restauraciones conservadoras y estéticas en dientes posteriores.<sup>5</sup> El uso de resinas sintéticas y cerámicas sobre la base de estructuras metálicas sigue siendo un pilar fundamental en la elaboración de coronas y puentes. La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de polímeros, sumadas a la integración de la fibra, han dado como resultado el desarrollo y presentación de un material conocido comercialmente como cerómero y un sistema para estructuras reforzado con fibra.<sup>6</sup> La tecnología de los composites reforzados con fibras ha sido empleada desde hace tiempo en ingeniería y en las industrias naval y aeronáutica.<sup>7</sup> En ingeniería se aplica el mismo principio incorporando fibras de vidrio, carbono y aramida en una matriz orgánica.<sup>5</sup> En odontología, la razón fundamental para el empleo de un cerómero es combinar materiales diferentes para obtener propiedades superiores y conseguir una mayor sinergia.<sup>6</sup> Todos los materiales leñosos

---

<sup>5</sup> Trushkowsky. Ceramic optimized polymer: The next generation of esthetic restorations-Part I.

<sup>6</sup> Zanghellini. Restauraciones de cerómero y estructura reforzada con fibra: revisión técnica.

<sup>7</sup> Newton Fahl. Tecnología FRC/cerómero: el futuro de odontología estética adhesiva.

son compuestos reforzados con fibra (fiber reinforced composites (FRC)) consistentes en una fibra de celulosa embebida en una matriz de lignina.

Los cerómeros han sido reforzado con fibras de vidrio de pequeño diámetro (5  $\mu\text{m}$  y 14  $\mu\text{m}$ ) que deben silanizarse para formar uniones químicas con la matriz del polímero. Esta unión proporciona un efecto sinérgico en todo el sustrato, seguido de la silanización, se impregnan manojos de fibra con la matriz del polímero, y se cortan con formas específicas según el uso pretendido.

La utilización de fibras orientadas según las necesidades proporcionan una resistencia y una longevidad excepcional de las restauraciones.<sup>5</sup>

### **NOMBRE GENÉRICO Y COMPOSICIÓN:**

Los modernos sistemas de polímeros y rellenos cerámicos desarrollados han dado como resultado los cerómeros (Cerámicas Optimizadas con Polímeros) que une las ventajas de la cerámica con la de los composites modernos. Es importante recalcar que el nombre del producto, cada fabricante lo maneja en forma distinta, por un lado la compañía Ivoclar-Vivadent lo hace llamar cerómeros y la compañía Kulzer lo maneja como polividrio. Pero para que no exista confusión en el presente trabajo lo manejaremos con el nombre de cerómeros.

**Relleno:** El material Cerómero posee un gran contenido de relleno inorgánico (80% en peso, 68% en volumen). La composición del relleno (sílice altamente dispersa, relleno de cristal de bario silanizado y óxido mixto silanizado) y la forma y tamaño de las partículas (entre 1 y 30  $\mu\text{m}$ ) contribuyen a sus propiedades ópticas, a su excelente pulido y a su tersura superficial.

**Matriz:** El componente de resina asegura la unión entre los diferentes rellenos inorgánicos silanizados.<sup>8</sup> Los composites reforzados con fibras (FRC) incluyen varias capas de fibra de vidrio homogénea impregnadas y unidas a los haces de fibras orientados axialmente. Estas fibras de vidrio silanizadas son reforzadas durante la fabricación mediante la infusión del mismo tipo de matriz polimérica.<sup>6</sup>

Los cerómeros se pueden usar para la aplicación:

- \* directa
- \* indirecta.

### **MÉTODO DIRECTO:**

De los cerómeros directos, los fabricantes ofrecen dos opciones diferentes: una fluida (Tetric flow Vivadent) y otra más viscosa (Tetric ceram Vivadent) para adaptarse a las necesidades clínicas.

---

<sup>8</sup>Touati Bernard. Un nuevo sistema cerómero para restauraciones inlay/onlay

A Tetric ceram se le ha incorporado en el relleno varios tipos de partículas y aditivos especiales para proporcionar al material excelentes propiedades fisicoquímicas, de manipulación y de superficie, con un contenido de relleno de 80% en peso. Al relleno cerámico se le incorporó además de trifluoruro de iterbio y partículas de vidrio de flúor-silicato de bario-aluminio para proporcionar una elevada liberación de flúor e incrementar la radiopacidad. La composición del relleno se completa con sílice pirolítica y partículas cerámicas esferoidales. Esta combinación única de estas cinco partículas de relleno silanizadas, es la responsable de la resistencia a la abrasión. El tamaño de la partícula varía entre 0.04  $\mu\text{m}$  y 3  $\mu\text{m}$ , además se incorporó un modificador reológico constituido por plaquetas de silicato aglomeradas,<sup>9</sup> que proporcionan un alto contenido en relleno sin comprometer las características de envasado y manipulación correctas.<sup>10</sup> Tetric ceram está disponible en una amplia gama de colores, con masas de dentina y un tono incisal que mejora la integración estética de la restauración en el entorno. Durante la aplicación, las láminas se disgregan y dispersan en los incrementos de composite, permitiendo dar la forma al material sin dificultad y moldearlo sin que fluya o pierda la forma deseada. Los catalizadores se han empleado para reducir la sensibilidad a la luz ambiente u operatoria y

---

<sup>9</sup> Didier Dietschi. Aplicación anatómica de un nuevo cerómero.

<sup>10</sup> Liebenberg H. Williams. Cerómeros directos: asegurando la integridad de la restauración utilizando de forma selectiva dos viscosidades.



evitar polimerizaciones prematuras. La técnica de obturación directa, ha demostrado ser de importancia fundamental, debido a que compensa la contracción de polimerización e implica la colocación en capas del composite, proporcionando un material que mantenga su forma después de su aplicación y que posea la capacidad de conformar la anatomía correcta de la cara oclusal. Como resultado de esto, no es aconsejable emplear un material de obturación que fluya espontáneamente excepto en el caso de utilizarlo en zonas más profundas y menos accesibles de la preparación.

Las propiedades de los cerómero fluidos se adaptan a una colocación precisa y controlada, proporcionando al operador amplio tiempo para conformar las características anatómicas. El material fluido puede utilizarse como agente cementante en incrustaciones de cerámicas prefabricadas.<sup>8</sup>

**Indicaciones:**

- \* clase I
- \* clase II
- \* restauraciones clases IV
- \* restauraciones clases III<sup>9</sup>

**Contraindicaciones:**

- \* colocación de bases o sustancias que contengan eugenol, ya que retardan el proceso de polimerización.<sup>14</sup>

- \* cavidades extensas.

### **Ventajas:**

- \* fácil manipulación
- \* mínima contracción
- \* alta estética
- \* resistente a la abrasión comparables con la del esmalte
- \* soporte a las cargas de la masticación
- \* liberación de fluoruro
- \* radiopaco

### **MANIPULACIÓN:**

Después de la remoción del tejido carioso, la preparación de la cavidad, se basa en la forma de conveniencia, en caso de estar en contacto directo con la pulpa, estudios previos han confirmado la inherente capacidad cicatrizante de las pulpas dentales si se consigue el sellado, eliminando los irritantes bacterianos del complejo dentino pulpar y por lo tanto no es necesario el uso de un forro cavitario en cavidades profundas ya que este material posee una biocompatibilidad con los tejido dentarios.<sup>9</sup> Pero la casa comercial Kulzer menciona que la irritaciones que resultan del contacto directo con la dentina en proximidad con la pulpa no pueden ser eliminadas; en tales casos, se

debe colocar un forro cavitario de hidróxido de calcio o un ionómero de vidrio tipo II.

Con la finalidad de eliminar la placa y los restos del fresado del diente a restaurar, es importante realizar la profilaxis con una pasta no fluorada y con el objeto de lograr una excelente adhesión.

Posteriormente, se lava con agua y se aísla absolutamente el campo operatorio (dique-grapa) y se coloca en el piso de la preparación con una torunda de algodón Clorhexidina al 2%, favoreciendo una alta energía superficial, se coloca la matriz de metal y cuñas de madera (en caso de clase II), y se realiza el grabado ácido aplicando con un pincel el gel de ácido fosfórico al 10% por 15 segundos obteniendo un grabado total. Se lava con abundante agua y se seca ligeramente con una torunda de algodón (recordemos que para que sea adecuado el sistema adhesivo necesitamos de humedad relativa) y se utiliza un sistema adhesivo primer y bonding (de un sólo paso) se coloca con un pincel dentro de la cavidad se polimeriza con luz halógena durante 40 segundos.<sup>4</sup> Posteriormente se procede a obturar con el cerómero, el método de obturación depende fundamentalmente de la configuración cavitaria y de la elección del color, referida a la estratificación natural, que se basa en la construcción del núcleo de un material de color semejante a la dentina (más saturado que el color exterior) y un recubrimiento con un material de color esmalte / incisal.

Se introduce el material cerómero en la cavidad dentaria condensándolo con un instrumento (Hollenback) en capas de no más de 2 mm de espesor y adaptándolo a las paredes de la cavidad, y en forma continua se polimerizará capa por capa (2 mm de espesor) procurando que la luz de emisión se coloque lo más cercano posible a la cavidad y con un instrumento en forma de llama se diseña la anatomía general, ya en base a la restauración, obteniendo una apariencia más natural y estética de la restauración.

#### **ACABADO Y PULIDO:**

El procedimiento de acabado y pulido al final del tratamiento, quedan reducidos con esta técnica a fino ajuste oclusal y al nivelado de los márgenes para obtener una suave transición con la estructura dental natural. Los discos de pulir se usan para superficies planas, mientras que las piedras diamantadas finas y puntas de siliconas están indicadas para acabados de superficies irregulares. Para las áreas oclusales se recomienda el uso de cepillos con pasta de pulir para alisar la superficie del composite.<sup>9</sup>

## **METÓDO INDIRECTO.**

En la rehabilitación dental convencional, se emplea una subestructura metálica como armazón proporcionando resistencia y durabilidad a la restauración, sin embargo este armazón inhibe la transmisión de la luz incrementando la opacidad y limitando la translucidez de las restauraciones de metal-porcelana.

El cerómero y el material de resina reforzado con fibras, proporcionan al profesional subestructuras de puentes y coronas translúcidos, que cumplen los requisitos de las restauraciones estéticas.

Vectris ( nombre comercial patentado por Ivoclar Vivadent ) es un material para estructuras de color dental, translúcido activado por luz, compuesto de un número de capas de láminas de fibras dispuestos uniaxialmente y reforzado con el mismo tipo de matriz polimérica orgánica que el material cerómero diseñado para recubrimiento (Targis de la misma casa comercial).

El material para recubrimiento (Targis) es considerablemente diferente de las cerámicas y las resinas convencionales. Incorpora un elevado contenido de partículas de relleno inorgánico <sup>10</sup> (80% en peso, 68% en volumen) compuesta primordialmente de sílice altamente dispersa, relleno de cristal de bario silanizado y óxido mixto silanizado, el tamaño de las partículas oscila

entre los 30  $\mu\text{m}$  y 1  $\mu\text{m}$ <sup>7</sup>. La matriz ocupa un espacio entre las partículas y refuerza la estructura homogénea inorgánica tridimensional.<sup>11</sup>

#### **PROPIEDADES FÍSICAS DEL TARGIS.**

|                          |                     |
|--------------------------|---------------------|
| Resistencia a la flexión | 160 Mpa ( $\pm$ 10) |
| Módulo de elasticidad    | 12,000 Mpa          |
| Dureza (vickers)         | 775                 |
| Desgaste anual           | > 10 $\mu\text{m}$  |
| Radiopacidad             | 250 Al              |

---

<sup>11</sup> Trinkner Thomas. Obtención de restauraciones funcionales empleando un nuevo sistema cerómero.

Una comparación de las propiedades físicas de los cerómeros con los tejidos dentales duros, resinas compuestas, aleaciones y cerámicas.

| <b>Dureza Vickers</b>            | <b>Radiopacidad</b> |
|----------------------------------|---------------------|
| Targis 775                       | Targis 250 Al       |
| Esmalte 2.000 / 4.500            | Esmalte 198 Al      |
| Dentina 600 / 800                | Dentina 107 Al      |
| <b>Resistencia a la flexión.</b> |                     |
| Composite                        | 40 / 80 Mpa         |
| Cerámica                         | 80 Mpa              |
| Targis                           | 160 Mpa             |
| Empress                          | 250 Mpa             |
| <b>Módulo de elasticidad</b>     |                     |
| Esmalte                          | 20.000 / 60.000 Mpa |
| Dentina                          | 12.000 / 20.000 Mpa |
| Targis                           | 12.000 Mpa          |
| Vectris                          | 16.000 Mpa          |
| Aleación metálica                | 200.00 Mpa.         |

1 Mpa = 10.20 Kg.

El análisis de los datos físicos muestran las características claves del material. Debido a su módulo de elasticidad, que es similar al de la dentina, este material presenta una gran resistencia a la distorsión. Además, como

resultado de las microdistorsiones causadas al diente por la función, la elección de un material con características similares a la dentina es un factor que contribuye a la longevidad de la restauración. Su resistencia a la flexión de 160 Mpa, es significativamente mayor a las cerámicas convencionales, el cerómero es resistente a la fractura, por tanto este material requiere un mínimo espesor en el área del istmo cuando se compara con las incrustaciones de resina, tomando en cuenta que las preparaciones son más conservadoras. Además una abrasión de 10  $\mu\text{m}$  (o menos), ligeramente mayor que la del diente natural, es una importante característica de los procesos de envejecimiento y desgaste. La radiopacidad del céromero es de 250 Al, mayor que la de los tejidos dentales duros, por tanto es posible el control radiográfico.<sup>7</sup>

### **Indicaciones:**

El sistema indirecto a base de cerómeros y el sistema Composites reforzados con fibras (Targis y Vectris) nos ofrece la posibilidad de fabricar:

- \* Restauraciones de varias unidades (por lo general tres) limitadas al espacio de un pónico (un tramo de 20 mm) entre pilares
- \* Restauraciones unitarias de recubrimiento total sin metal.
- \* Sobreestructuras para implantes sin metal
- \* incrustaciones Onlays seleccionados



El material cerámico Targis se usa independientemente para elaborar:

- \* coronas completas
- \* incrustaciones onlays e inlays
- \* Coronas telescópicas

Estos sistemas pueden ser también utilizados sobre una estructura metálica la cual nos permite construir:

- \* restauraciones de una o varias unidades reforzadas con metal
- \* sobreestructuras para implantes reforzadas con metal.<sup>5</sup>

## **PRINCIPIOS DE LA PREPARACIÓN.**

Con el fin de reducir riesgos de fractura del material, aún cuando posteriormente será adherido al sustrato, el clínico debe respetar los principios mecánicos y de procedimiento a la hora de preparar los dientes para las nuevas restauraciones, la preparación influye considerablemente en la estabilidad y por lo tanto en la fijación a largo plazo, estética y ajuste de la restauración.

## **INCRUSTACIONES ONLAYS E INLAYS.**

- \* considerar el contacto antagonista ( lo más centrado posible)<sup>12</sup>
- \* se deben evitar ángulos agudos<sup>7</sup>, los ángulos diedros interiores redondeados facilitan la colocación y reducen la concentración de tensión en la restauración.<sup>5</sup>

- \* evitar un istmo estrecho (menos de 1.5 mm) en las preparaciones para inlays.
- \* evitar poca profundidad en áreas oclusales (menos de 1.5 mm)
- \* los márgenes oclusales deberán determinarse de acuerdo con los contactos oclusales: los márgenes deberán quedar fuera de impactos oclusales.<sup>7</sup>
- \* preparar la caja interproximal con forma de aleta, ángulo de  $> 90^\circ$  sin bordes cortantes ni biseles<sup>12</sup> y deberán prepararse con ángulos cavo-superficiales entre  $60^\circ$  y  $80^\circ$  para optimizar el grabado con ácido.<sup>5</sup>
- \* no utilizar terminaciones en forma de chaflán en los límites. La preparación de la cavidad debe tener una terminación en hombro de 1 mm a 1.5 mm con una angulación de  $90^\circ$ - $120^\circ$  debe evitarse los hombros biselados o los filos de cuchillo.<sup>5</sup>
- \* la superficie de la preparación no debe ser demasiado lisa; debe evitarse la utilización de fresas diamantadas de grano muy fino.<sup>7</sup>
- \* dejar un espacio de 2 mm en la zona cuspídea en el caso de las onlays.<sup>12</sup>
- \* no utilizar copas de goma de sílice para pulir la cavidad o los márgenes.<sup>7</sup>
- \* orientación para la preparación de incrustaciones-puente: El diseño de la preparación es similar al de una incrustación, con algunas modificaciones. Debido al grosor del pónico del Vectris y de la material de trama combinados, debe procurarse un espacio adicional. Los premolares

requieren una anchura de istmo de 1.5 mm-2 mm y los molares una anchura de istmo de 2 mm-2.5 mm, dejando suficiente espacio para la subestructura de Vectris y el material de recubrimiento Targis. La reducción ocluso-cervical en la preparación deberá mantenerse a 1 mm-1.5 mm de la unión amelocementaria.<sup>5</sup>

### PUENTES FIJOS DE TRES UNIDADES Ó CORONAS TOTALES.

- \* reducir la forma anatómica en el sector de las fisuras y reducir 1.5 mm en el tercio oclusal de las paredes axiales, redondear las zonas de transición.
- \* la inclinación del esmalte cervical ayuda a mejorar la calidad del grabado.<sup>12</sup>
- \* la preparación del hombro debe tener por lo menos 1 mm de reducción.
- \* la reducción oclusal debe ser de al menos 2 mm
- \* las líneas de los ángulos internos deben de ser redondeados.
- \* el tallado de la altura coronal debe ser por lo menos de 4 mm
- \* el tipo de preparación debe ser entre los 4° y los 8°<sup>12</sup>

### CARILLAS.

- \* El límite de la preparación en el esmalte cervical debe tener una inclinación de 10-30° (como en las coronas)

---

<sup>12</sup> Tysowsky W. George. Conventional cementation technique for Targis restorations

- \* no es necesario hacer un borde chanfler palatino; es posible hacer diferentes diseños de la preparación.<sup>13</sup>

### **Contraindicaciones:**

- \* cuando los márgenes de la preparación sean subgingivales e impidan el adecuado aislamiento.<sup>5</sup>
- \* en casos en que exista más de un pónico entre dos pilares.<sup>10</sup>
- \* no pueden usarse materiales con eugenol como restauraciones temporales, ya que éste retarda la adhesión y el proceso de cementación.<sup>14</sup>
- \* antagonista metal-porcelana
- \* bruxismo

### **FABRICACIÓN DE LABORATORIO.**

Para asegurar resultados óptimos para la restauración final, el Cirujano Dentista debe seleccionar cuales son los casos indicados para la utilización de estos materiales.

Después de hacer las preparaciones, se procede a tomar la impresión (de preferencia con polivinilsiloxano) y se obtiene un modelo con yeso tipo IV; posteriormente se articulan los modelos (de trabajo y antagonista) y se

---

<sup>13</sup> Vivadent Ivoclar. Datos aportados por el fabricante.

<sup>14</sup> Bonner Phillip. Fiber-reinforced restorative materials bring new treatment options.

realizan los dados de trabajo, delimitando la terminación de las preparaciones.

El Vectris, se presenta como:

- \* Vectris Single, que es utilizado para coronas posteriores individuales
- \* Vectris pontic, utilizado como pónico
- \* Vectris frame o material de blindaje

### **Vectris Single (fabricación de coronas individuales)**

Primeramente se coloca una llave a base de silicón pesado (el cual sirve como una base para la colocación en el VS1), delimitando sólo la preparación, se aplica un gel de fijación (glue) y se coloca el Vectris Single sobre la preparación, llevándolo al aparato de alto rendimiento Vectris VS1 el cual se utiliza para el modelado de las estructuras, que garantizan la forma y el endurecimiento de las cofias por lo procedimientos de vacío, calor, luz y presión, logrando adaptaciones precisas y libres de tensiones. Se separan las estructuras polimerizadas con agua caliente o vapor de agua, se recorta los excesos mediante instrumentos rotatorios, se delimita la cofia de 1 a 2 mm por arriba de la terminación de hombro y se pule.

Posteriormente se coloca un adhesivo (Targis Base) el cual une al Vectris con el Targis, el cual se aplica con un pincel por toda la cofia y se polimeriza

en el Targis Quick que es un aparato de luz halógena que prepolimeriza de 20 a 30 segundos para el endurecimiento intermedio de las capas de Targis individuales. Se selecciona el tono de dentina con el colorímetro Chromascop y se coloca con instrumentos PK Thomas el Targis dentina, cubriendo toda la cofia hasta la terminación de hombro, proporcionándole la forma de la dentina natural, realizando las caracterizaciones deseadas (manchas, caries, descalcificaciones, etc.) y polimerizando capa por capa con el Targis Quick. Según el color de Targis dentina es el color de Targis incisal que se colocará para lograr el color adecuado.

Finalmente se coloca el Targis incisal, que es un material que simula el esmalte, y que cubre totalmente la cofia, dándole la anatomía de la corona y se prepolimeriza de 20 a 30 segundos, se puede colocar alguna caracterización con los stains, pero estos no tienen mucha resistencia y se prepolimeriza en el Targis Quick, se checan en el articulador: puntos de contacto, oclusión y terminación.

Terminado este procedimiento se le coloca una capa de vaselina (con el objeto de que resista la temperatura del Targis Power) y se inserta en la pinza del Targis Power, programado en el nivel 1 para polimerizar durante 25 minutos a temperatura de 90-95°C, este sistema utiliza la luz estroboscópica.

### **Vectris pontic y frame.** (Fabricación de puentes de tres unidades)

Es el mismo procedimiento que el anterior lo único que varía es lo siguiente: después de colocado el glue, se coloca una barra de cera azul en el pónico a restaurar y se cubren las restauraciones con silicón, quedando sólo descubierto la parte de la cera azul (el objetivo de la cera azul es dejar un canal adecuado para la colocación de Vectris pontic) se retira la cera azul y se coloca el Targis pontic, el cual se mide al tamaño del pónico y se coloca sobre la huella de la cera azul para después polimerizarlo en el VS1, se dice que para darle mayor resistencia a la estructura se puede colocar otro pedazo de pontic y polimerizarse, se recorta quedando 1 o 2 mm dentro de las preparaciones, se pule y ajusta (al igual que en el Targis single). Se recorta el silicón de cuerpo pesado, dejando al descubierto solo los muñones hasta la terminación de hombro y el pónico, sobre el Vectris pontic se coloca el Targis frame y se polimeriza en el VS1 (habiendo una unión química entre el pontic y el frame) se retiran excedentes, se pule y se recorta de 1 a 2 mm por arriba de la terminación de hombro. Para la colocación del Targis se siguen los mismos procedimientos antes mencionados.<sup>15</sup>

---

<sup>15</sup> Bischoff, Neubarth y Pohl. Un caso clínico nada habitual. Restauración con el sistema Targis/Vectris.

### **Técnica del Targis para la fabricación de incrustaciones.**

Después de realizar la metodología clínica (preparación, impresión, etc.), se aplican tres capas de separador (con un pincel) en la preparación, dejando entre capa y capa, tres minutos a que seque a temperatura ambiente, se selecciona el color Targis dentina, aplicándose en forma diagonal (para que exista una mínima contracción y para darle la anatomía, y modelado de las vertientes oclusales) se realiza la caracterización con los stains y se polimeriza en el Targis Quick de 20-30 segundos. Después se coloca el Targis incisal (dependiendo de el color de Targis-dentina) y terminada la restauración se le dan 60 segundos a toda la restauración en el Targis Quick y posteriormente se cubre toda la incrustación con vaselina y se polimeriza durante 25 minutos en el Targis Power. El agua de vapor o agua caliente facilita la remoción de las restauraciones, ya que deshace el separador colocado en un principio. La selección apropiada del tono, las características de la dentina, esmalte y otras especiales debe ser cuidadosamente ilustradas y comunicada al laboratorio para asegurar una restauración totalmente estética.



## **CEMENTACIÓN.**

Los procedimientos de cementación para restauraciones de composite reforzado con fibra maximiza la adhesión entre la restauración y el tejido dentario.

- \* Para la colocación de la restauración es necesario realizarle a ésta un micrograbado en el laboratorio utilizando óxido de aluminio ( $50\mu\text{m}$ ) para incrementar el área de la superficie y la exposición de partículas de relleno cerámico y fibras de vidrio.
- \* Posteriormente se verifica en boca los contactos proximales, anatomía de la superficie, oclusión y estética.
- \* La parte interna de la restauración deberá limpiarse utilizando ácido fosfórico para acidificar la superficie, eliminando aceite y residuos. Posteriormente se lava y seca.
- \* El agente de unión o silano prehidrolizado se aplica por un minuto para acidificar la superficie interna de la restauración y así mejorar la adhesión química entre el polímero del cemento dual y las partículas cerámicas y fibras de vidrio del cerómero.
- \* Se coloca el dique de hule en la preparación para asegurar el aislamiento de contaminantes, que pueden comprometer la adhesión.
- \* Las preparaciones se desinfectan utilizando una solución antibacterial de gluconato de clorhexidina.

- \* Se graba el esmalte y la dentina con ácido fosfórico al 35% de 10 a 15 segundos.
- \* Se lava abundantemente y se seca, sin deshidratar ( se recomienda una segunda aplicación de clorhexidina para promover el efecto antibacterial alrededor de la restauración.)
- \* Se coloca un primer hidrofílico dentinario, el cual penetra en los túbulos dentinarios creando una capa híbrida.
- \* El cemento dual se mezcla y se aplica sobre la preparación (esmalte y dentina) y también en el interior de la restauración, ésta se asienta en la preparación utilizando presión pasiva. El exceso de cemento se remueve utilizando con instrumento de punta roma y se coloca una capa de glicerina para eliminar la capa inhibitoria de oxígeno.
- \* Se fotopolimeriza por 10 segundos sobre las superficies bucal, lingual y proximales. El exceso de cemento es removido interproximalmente con hilo dental y se completa la polimerización colocando la luz de argón sobre todas las superficies.<sup>16</sup>

## **TERMINADO.**

El terminado de la restauración se hace usando fresas de carburo para remover el exceso, estabilizar la función y la oclusión.

---

<sup>16</sup> Hornbrook S. David. Placement protocol for an anterior fiber-reinforced composite restoration

El pulido final es complementado usando sistemas para pulir cerámica y una pasta para pulir resina.<sup>16</sup>

### **Ventajas:**

#### **Targis**

- \* excelente estética translucidez y fluorescencia similar a la cerámica
- \* abrasión similar a la del esmalte
- \* estabilidad dimensional
- \* resistencia a la torsión
- \* biocompatibilidad

#### **Vectris:**

- \* estructura libre de metal para coronas y puentes proporcionando así estética y translucidez
- \* la composición estructural y tamaño de partícula responden a la de la dentina
- \* elevada estabilidad dimensional
- \* óptima unión y coordinación bioquímica entre el diente, estructura Vectris y blindaje Targis
- \* no se requiere duplicar modelos excepto en casos especiales.

**Desventajas:**

- \* el trabajo debe realizarse el mismo día para facilitar la expulsión de la restauración.
- \* los colores blanco de stain, así como los transparentes tienen que manipularse con rapidez, ya que reaccionan con la luz.
- \* solamente se pueden fabricar prótesis de tres unidades con una distancia máxima de 20 mm de separación entre los pilares.<sup>13</sup>
- \* es costosa la adquisición de los hornos y del estuche.

## CAPÍTULO IV

### REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA RECIENTE.

En la Universidad de Johannes Gutenberg, Alemania, Goebel, Ernst y Willershausen hicieron estudios sobre la fuerza de contracción de los diferentes materiales que contienen resinas, tomando en cuenta la intensidad del fotocurado y la duración de la luz. Se utilizaron diferentes materiales restaurativos de resina: Tetric Ceram, Heliomolar (Vivadent); Compoglass (Vivadent) Dyract AP (Dentsply); Solitaire (Kulzer) y Tetric Flow (Vivadent). La fuerza de contracción desarrollada durante la polimerización se registró como una reducción de la fuerza aplicada a una carga. Los materiales de resina (n=10) fueron fotopolimerizados a un espesor de 4 mm con la lámpara Translux modificada EC (Kulzer) con intensidades de 100, 200, 400 y 500 N/mm<sup>2</sup> por 10, 40 y 300 segundos. El polímero Solitaire mostró significancias estadísticamente bajas en su contracción en los primeros 10 segundos de curado así como Tetric Ceram, Dyract AP y Tetric Flow y después de 40 segundos de curado mostraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.005$ ), así como también para el Heliomolar y Compoglass. 300 segundos después de comenzado el fotocurado, los materiales no presentaron variaciones estadísticas en la fuerza de contracción con excepción de Heliomolar que mostró una alta contracción y Tetric Flow que mostró una baja contracción ( $P < 0.01$ ). Los

materiales presentaron diferencias volumétricas de contracción, módulos de elasticidad y dinámicas de polimerización obteniendo diferentes resultados en la fuerza de contracción. El polividrio Solitaire mostró una dinámica totalmente diferente en su contracción durante los primeros 10 segundos, pero después de 300 segundos, mostró una fuerza de contracción semejante a la de Tetric Flow y Dyract AP.<sup>17</sup>

En la Universidad de Leipzig, Alemania; Merte, Busch y Frohlich, realizaron investigaciones sobre la resistencia adhesiva de resinas compuestas (RC), compómeros (CM) y cementos de ionómero de vidrio modificado con resina (RMGIC) para la dentina, usando diferentes agentes adhesivos dentinarios y técnicas acondicionadoras. Para este estudio se utilizaron 10 muestras para cada grupo de molares humanos extraídos, los cuales se prepararon con cavidades cilíndricas de 2.3 mm de diámetro, posteriormente se cortaron paralelamente a la superficie oclusal con un espesor de 2 mm. A la mitad de las muestras la pared de la cavidad fueron grabadas utilizando  $H_3PO_4$  al 35-37% por 15 segundos. Para la obturación de las cavidades se utilizaron los siguientes materiales: Tetric y Compoglass en combinación con el agente dentinario Syntac, compómero (Hytac) en combinación con 1 ó 2 capas del adhesivo dentinario OSB (Espe) RMGIG (Photac) sin o en combinación con

---

<sup>17</sup> Goebel, Ernst y Willershausen. Factors influencing shrinkage stress of composite resins and compomers.

el adhesivo EBS (ESPE) en un grupo de Photac Ketac acondicionador (KC) (ESPE) fue usado en lugar de  $H_3PO_4$ . Después de 30 días de almacenaje en agua ( $37^{\circ}C$ ) y 2500 ciclos de  $5-55^{\circ}C$ , se determinó la resistencia a la adhesión utilizando una máquina universal del pruebas. La alta resistencia a la adhesión en grupos de no grabado fue significativa sólo para Tetric en combinación con el Syntac Single Component, Compoglass/Syntac mostró un sistema adhesivo de alta extensión como Tetric/Syntac y Photac/EBS que fue superior para Hytac/OSB.<sup>18</sup>

Por otro lado Behr, Rosentritt, Leinbrock y Schneider de la Universidad de Regensburg, Alemania realizaron un experimento con el fin de comparar el pulido y terminado en composites, compómeros y cerómeros. Se elaboraron diez muestras cilíndricas de 10 mm de diámetro y una altura de 3 mm con un tono Vita A2 y fueron polimerizadas de los siguientes materiales: Tetric, Tetric Ceram (Vivadent); Targis (Ivoclar); Durafill, Charisma, Dentacolor, Art glass (Kulzer); Dyract, Dyract AP, Spectrum TPH (de Trey Konstanz) Pertahc II, Sinfony (Especefeld) y Z-100 (3M). Los especímenes fueron pulidos con el estuche de pulido Shofu Rainbow y terminado con mantas suaves. El lustre de las muestras fue evaluado subjetivamente usando un criterio de alto lustre, bajo lustre y una superficie mate. Se empleó también un scanner de

---

<sup>18</sup> Hofmann, Steigerwald, Hugo y Klaiber. Bond strength of composite resin, compomer and resin modified GIC to dentine.

microscopio electrónico para evaluar el tamaño del relleno y la distribución de la matriz. Los exámenes a excepción del Z-100 (alta dureza) no tuvieron diferencias significativas entre el composite, el compómero y el cerómero, sólo las muestras lustrosas tuvieron una conducta relacionada con el tamaño del relleno. Generalmente los materiales de revestimiento (Sinfony, Dentacolor, Art glass, Targis) y compómeros (Dyract AP) presentaron menor relleno que los composites con relleno. En el relleno contenido evaluado, no se encontró conexión entre los diferentes tipos de matriz y la conducta del pulido.<sup>19</sup>

Petschelt, Sindel y Pelka realizaron investigaciones sobre la abrasión en distintos tipos de materiales hechos a base de resina, ya que es un factor importante en la longevidad de las restauraciones, particularmente para los materiales de obturación directa en la región posterior. El objetivo de la investigación fue examinar la resistencia a la abrasión de compómeros, composites e ionómeros de vidrio. Los materiales examinados fueron: A) Solitaire, B)Charisma, C)Heliomolar, D)Tetric, E)Tetric ceram, F)Pertac, G)Pertac Z, H)Arabesk, I)Ecusit K, K)Dyract, L)Dyract AP, M)Compoglass N)Nuxat y O)Ketac Silver. La prueba de desgaste fue ejecutada para  $10^4$ ,  $5 \times 10^4$  y  $10^5$  ciclos de un pin con diámetro de 3 mm  $Al_2O_3$ , verticalmente

---

<sup>19</sup> Behr, Rosentritt, Leibrock, Schneider-Feyrer and Handel. Composite, compomere and ceromere materials comparison of results of thermogravimetric analysis and polishing properties.



cargado en una muestra plana con una carga de 34 N, la velocidad rotatoria de 2 Hz. en una solución salina buffer a base de fosfato con un pH de 7. Se probaron seis muestras repetidas de cada material. Los análisis estadísticos mostraron una fuerte correlación de la profundidad con el examen de tiempo de todos los materiales y en este caso los compómeros mostraron una tasa de desgaste extremadamente alto en particular con Dyract AP en comparación con los materiales composites examinados.<sup>20</sup>

En la facultad de Odontología de la Universidad de Goteborg Suiza, Nilsson, Alaeddin, Milleding y Wennerberg, realizaron estudios para determinar el pretratamiento de la superficie sobre la resistencia adhesiva de un composite inlay. Los materiales a examinar fueron Z-100 (3M), Targis (Ivoclar/Vivadent) y Art glass (Kulzer). La superficie topográfica, dureza y resistencia al desgarre del adhesivo fue evaluada por un microscopio electrónico de scanneado digital y una máquina universal de pruebas. Se realizaron cuatro tratamientos en los cuales se investigó: A) superficie no tratada, B) pulverizado, C) arenado, D) arenado seguido de un tratamiento con silano. Los resultados fueron presentados en dos categorías: resistencia adhesiva con respecto al pretratamiento de la interfase y resistencia a la adhesión con respecto a diferentes sistemas para composites inlays. Independientemente

---

<sup>20</sup> Petschelt, Sindel y Pelka. Pin-on-disc abrasion results from composites and compomers.

del sistema del composite de inlay: En el arenado + tratamiento en la superficie con silano, se encontraron valores de alta resistencia adhesiva, seguido por el arenado y pulverizado de la superficie y en la superficie no tratada se mostró una baja resistencia adhesiva. Para las superficies pretratadas Targis mostró un alto valor en resistencia adhesiva ( $p < 0.05$ ), seguido por Art glass y Z-100. Sin embargo fue de preferencia en una superficie no tratada donde Z-100 mostró una alta resistencia adhesiva ( $p < 0.05$ ) debido probablemente a un bajo grado de conversión. La superficie pretratada y la dureza de los sistemas usados para inlay tuvo un impacto en la resistencia adhesiva y la retención de los composites inlay.<sup>21</sup>

Estudios previos han confirmado la inherente capacidad cicatrizante de la pulpa dental expuesta si se consigue y se mantiene el sellado, eliminando eficazmente los irritantes bacterianos del complejo dentino-pulpar. La investigación ha demostrado que las bacterias son responsables de la inflamación atribuida anteriormente a los "materiales dentales tóxicos". Heitmann y Unterbrinck publicaron un estudio piloto empleando un agente adhesivo (Syntac) para tratamientos de recubrimiento pulpar directo. Existe evidencia científica que apoya la opinión de que los actuales composites son biocompatibles y pueden adecuarse a los procesos reparativos pulpares si

---

<sup>21</sup> Nilsson, Alaeddin, Milleding, Wennerberg, Karlsson. Influence of surface pretreatment of composite inlays on bond strength.

se consigue y se conserva el sellado adecuado. La aplicación de un composite fluido se ha presentado anteriormente como el primer material idóneo tras el recubrimiento pulpar directo con un sistema adhesivo. El tenue “puente” adhesivo sobre la exposición pulpar, carente de soporte, debe cubrirse con un material que no requiera manipulación tras su colocación. Un composite de consistencia fluida optimiza la delicada aplicación, al tiempo que conserva la integridad del recubrimiento pulpar adhesivo.<sup>10</sup> (Referido a la manipulación de Targis).

En la Universidad de Regensburg Alemania, Rosentritt, Berth, Librock hicieron estudios sobre la reparación intraoral de dentaduras parciales fijas utilizando un composite reforzado con fibras. Los objetivos del estudio fueron: A) Examinar la influencia de varios pretratamientos en el composite reforzado con fibra sobre la resistencia adhesiva en un material reparado. B) Examinar ciertas técnicas de reparación en prótesis fija simulando 2 y 5 años de uso en la cavidad oral. El estudio se dividió en dos: la primera parte examinó la resistencia a la adhesión en 90 muestras (FRC Vectris pontic, Vivadent), 80 se subdividieron en 8 grupos de 10 muestras grabadas, silanizadas y aplicando un agente adhesivo, fotocuradas por 20 segundos. La fuerza adhesiva fue determinada en:

1. después de 24 hs. de ser colocada en agua bidestilada a 37°C

2. después de termociclarse (6000 ciclos [ $5^{\circ}/55^{\circ}$  C] 2 minutos para cada ciclo).

La segunda parte estudió la resistencia a la fractura de material sin daño y fractura del material en prótesis fijas. Se utilizaron 73 unidades posteriores de Vectris single (Vivadent), conectados con Vectris pontic (Vivadent) y reforzadas con Vectris Frame (Vivadent) al que se le colocó posteriormente un cerómero (Targis, Vivadent). El interior de las muestras fueron tratadas con un abrasivo de óxido de aluminio (30 segundos,  $50\mu\text{m}$ ), abrasión con aire, con fresa de diamante y sin tratamiento. Las restauraciones fueron cementadas con resina dual en combinación con ambos sistemas adhesivos, sometándose después a una carga térmica y mecánica en el centro del pónico hasta que ocurriera la fractura, simulando la masticación en la cavidad oral. En la primera parte del estudio la fractura fue reparada con los sistemas de desgaste mencionados anteriormente, mostrando resultados satisfactorios. Las muestras reparadas después de 24 hs fueron significativamente bajas comparadas con el grupo control; después del termociclado, la media de las muestras reparadas con una superficie pretratada mostró baja resistencia adhesiva; la media de la dureza en la superficie fue:  $0.9\mu\text{m}$  para una abrasión con óxido de aluminio,  $1.1\mu\text{m}$  para abrasión con aire,  $0.8\mu\text{m}$  abrasión con fresa de diamante y  $1.1\mu\text{m}$  sin tratamiento. El original mostró una resistencia de 1290, 1000 y 1190 N

simulando su uso en 2 años y una resistencia de 1450 N simulando su uso en 5 años. Concluyendo: la reparación en prótesis fija de un material composite reforzado con fibras combinado con un pretratamiento de óxido de aluminio y silano provee una alta resistencia a la fractura, evitando el reemplazo total de ésta.<sup>22</sup>

Mientras tanto en la Universidad de Thessaloniki, Grecia, Tolidis, Nobecourt y Randall, realizaron estudios sobre el efecto del ionómero de vidrio híbrido en la contracción de los composites durante la polimerización, utilizando cinco diferentes tipos de resina fotocurable: Solitaire, Tetric, Prodigy, Z-100, Eliteflo; realizando 3 muestras para cada grupo, la contracción se midió en 300 segundos para cada composite, las muestras se dividieron en dos: 1) colocando solamente el material y 2) colocando el material de resina sobre el ionómero de vidrio híbrido (Vitrebond). Los resultados revelaron que: Z-100 mostró una baja contracción (2.5%) seguido por Tetric (2.9%), cuando se colocó solamente el material. Y que cuando se colocó el ionómero de vidrio como base se observó que Z-100 tuvo una menor contracción (1.0%) seguido por Tetric (1.5%). Las fuerzas de contracción durante la polimerización son altas en los composites curados con o sin base de

---

<sup>22</sup> Rosentritt, Behr, Leibrock, Handel, Friedl. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures.

ionómero de vidrio, pero el uso de una base de iónomero de vidrio redujo significativamente la contracción en los materiales examinados.<sup>23</sup>

Haris, Jacobsen y Doherty de la Universidad de Wales Cardiff, Inglaterra, realizaron estudios de las propiedades mecánicas de composites, utilizando variantes de las concentraciones de los iniciadores y método de curado. Los materiales examinados fueron Tetric, Heliomolar y 2 materiales experimentales con bajas concentraciones del iniciador camforoquinona.

Se prepararon 40 muestras de cada material de acuerdo al ISO 4049 (propiedades de flexión) y 40 muestras examinadas clínicamente a un día, un mes, seis meses y año. Se observó que el tiempo de fotocurado es incrementado en materiales con baja concentración de canforoquinona. Las muestras fotocuradas como lo indica la ISO 4049, fueron estables durante seis meses y los que fueron examinados clínicamente incrementaron sus propiedades mecánicas a partir de un año.<sup>24</sup>

En el siguiente estudio se evaluó y se comparó la resistencia adhesiva a la dentina de tres materiales restaurativos, tanto en dentición decidua como en la dentición permanente después de un termociclo. Para esto Schilke,

---

<sup>23</sup> Tolidis, Nobecourt y Randall Effect of hybrid glass ionomer on polymerization shrinkage of composites.

<sup>24</sup> Harris, Jacobsen y Doherty. Long term dynamic mechanical properties of composite restorative materials.

Bornemann, Lisson y Geurtsen de la Universidad de Medicina de Hannover realizaron 120 muestras (molares) de cada dentición. Los materiales restaurativos fueron: cemento de ionómero de vidrio Ketac Fil, compómero Dyract y cerómero Tetric, se hicieron muestras cilíndricas de 2 mm de altura, 3.0 mm de diámetro sobre dentina. La superficie de ésta fue acondicionada de acuerdo a las instrucciones del fabricante; los materiales fueron fotocurados. A la mitad de las muestras se les sometió a la prueba de resistencia a la adhesión colocándola por 24 hrs en agua a 5°C después de termociclarse (2000 ciclos). La resistencia adhesiva de Tetric y Dyract para la dentición decidua fue significativamente diferente antes y después del termociclado; se encontraron resultados iguales en la resistencia adhesiva de Ketac Fil y Dyract para dentición decidua, pero fue marcadamente menor para la dentición permanente después del termociclado.<sup>25</sup>

---

<sup>25</sup> Schilke, Bornemann, Lisson y Geurtsen. Shear bond strength of restorative materials to deciduous and permanent dentin.

## **CONCLUSIÓN.**

Los avances de la tecnología dental, nos ofrecen nuevas alternativas en materiales restaurativos que satisfacen los deseos del paciente y del mismo Cirujano Dentista.

Tal es el caso de los Composites Reforzados con Fibras (cerómeros), que proporcionan ventajas innovadoras como: restauraciones libres de metal, excelente estética, abrasión mínima y alta resistencia.

Es necesario estudios a largo plazo y evaluaciones clínicas para determinar el éxito de estos materiales, sin embargo las evaluaciones del uso de estos materiales desde 1989 en restauraciones unitarias y la pruebas de su comportamiento desde 1992 en restauraciones con prótesis fijas de tres unidades han sido prometedoras, como una alternativa a las restauraciones convencionales, en durabilidad, estética y biocompatibilidad.

A pesar de que este material se ha empleado desde hace poco tiempo, los resultados de las investigaciones publicadas, son prometedores para su uso clínico.

Hay que tener en cuenta los alcances y limitaciones de estos materiales para usarlos correctamente en la práctica dental cotidiana.



## BIBLIOGRAFIA.

1. Skinner Eugene, Phillips W. Ralph. La ciencia de los materiales dentales. Editorial Interamericana. México. 7ª. Edición 1983 pp 446-463
2. Alberts D.D:S.F. Harry. Odontología estética selección y colocación de materiales. Editorial Labor, Valencia España 1ª. Edición pp 18-22, 29-32
3. Gúzman Báez José Humberto. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. Editorial Cat, Colombia 1ª. Edición pp 194
4. Roth Francoise. Los composites. Editorial Masson, Barcelona España. 1ª. Edición pp 11-16
5. Trushkowsky D. Richard. Ceramic Optimized Polymer: the next generation of esthetic restorations-part I. Compendium Contin Educ. Dent. 1997 november 18 (11): 1101-1110
6. Zanghellini Gerhard. Restauraciones de cerómero y estructura reforzada con fibra: revisión técnica. Signature, 1997 2 (2): 1
7. Newton Fahl Jr., Renzo C. Casellini. Tecnología FRC / Cerómero: El futuro de la odontología estética adhesiva funcional. Signature, 1998 3(2): 5-11
8. Touati Bernard, Miara Paul. Un nuevo sistema Cerómero para restauraciones inlay / onlay. Signature 1998 3 (1): 7-11
9. Dietschi Didier. Aplicación anatómica de un nuevo cerómero. Signature 1997 2(2): 8-11
10. Liebenberg H. William. Cerómeros directos: Asegurando la integridad de la restauración utilizando de forma selectiva dos viscosidades. Signature 1998 3 (2): 12-19
11. Trinkner Thomas. Obtención de restauraciones funcionales empleando un nuevo sistema de cerómero. Signature 1997 2 (2): 2-7
12. Tysonwsy George. Conventional cementation technique for Targis restorations. Signature spring 1998 5(1): 1-3
13. Vivadent- Ivoclar. Datos aportados por el fabricante

14. Bonner Phillip. Fiber reinforced restorative materials bring new treatment options. Dentistry today 1997 july; 16(7): 40-45
15. Bischoff Heiko, Neubarth Christian, Pohl Franck. Un caso clínico nada habitual. Restauración con el sistema Targis/Vectris. Quintessence técnica (ed. esp.) 1997 8 (7): 326-337.
16. Hornbrook S. David. Placement protocol for an anterior fiber-reinforced composite restoration. Pract periodontics aesthet dent 1997 jun-jul; 9 (5 suppl): 1-5 review
17. Goebel, Ernest, Willershausen. Factors influencing shrinkage stress of composite resins and compomers. J. Dental reseach 77 (IADR abstracts) 1998: 693 (490)
18. Hofman, Steigerwald, Hugo, Klaiber. Bond strength of composite resin, compomer and resin modified GIC to dentine. J. dental reseach 77 (IADR abstracts) 1998: 787 (1247)
19. Behr, Rosentritt, Leibrock, Schneider, Feyrer, Handel. Composite, compomere and ceromere materials. Comparison of results of thermogravimetric analysis and polishing properties. J. Dental Reseach 77 (IADR abstracts) 1998: 686 (435)
20. Petschelt, Sindel, Pelka. Pin-on-disc abrasion results from composites and compomers. J. Dental Reseach 77 (IADR abstracts) 1998; 816 (1473).
21. Nilsson, Alaeddin, Milleding, Wennerberg, Karlsson. Influence of surface pretreatment of composite inlays on bond strength. J. Dental reseach 77 (IADR abstracts) 1998; 656 (200)
22. Rosentritt Martin, Behr Michael, Leibrock Alexander, Handel Gerhard, Friedl Karl-Heinz. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. The Journal Of Prosthetic Dentistry 1998 april; 79 (4): 393-398
23. Todilis, Nobecourt, Randall. Effect of hybrid glass ionomer on polymerization shrinkage of composites. J. Dental Reseach 77 (IADR abstracts) 1998; 814 (1464)
24. Harris, Jacobsen, Doherty. Long term dynamic mechanical properties of composite restorative materials. J. Dental Reseach 77 (IADR abstracts) 1998: 819 (1502)

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

25. Schilke, Bornemann, Lisson, Geurtsen. Shear bond strength of restorative materials to deciduous and permanent dentin. J. Dental Reseach 77 (IADR) 1998; 814 (1462)