

**UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE OPERATORIA DENTAL**

**EVALUACION DE LA TECNICA DE RESTAURACION
POR METODO INDIRECTO PARA CLASES II
EN BASE A PRISMA APH INLAY SYSTEM
Y DEL PROCESO DE POSTCURADO**

INTEGRANTES:

Abelardo Báez Rosales

Carolina Bruna Páez

Rodrigo Legüe Donoso

Rodrigo Rubio Aguilar

Profesor Guía:

Gloria Cataldo Nieva

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO - DENTISTA**

**Valparaíso - Chile
1993**

"Agradecemos la gentileza de Mentadent C, quien ha realizado un valioso aporte al financiamiento de este Seminario de Tesis".

A mi-
clara
Al G.
esta
Al o
son
A J
Dr
no
la /

*A nuestros padres y
hermanos.*

AGRADECIMIENTOS

A nuestra profesora Dra. Gloria Cataldo N. por su gran dedicación, apoyo y entrega de conocimientos durante toda la investigación.

Al Dr. Alfredo Cueto por su generosa y desinteresada colaboración en el análisis estadístico de esta investigación.

Al señor Patricio Carmona por su gran dedicación y valiosa colaboración en el éxito de este seminario.

A Faxia Yáñez y Carmen Sotelo por su paciencia, simpatía y siempre cariñosa acogida.

Un especial reconocimiento a la señora Carmen Barceló y al señor Juan Basualto del Laboratorio de Metalografía de la Universidad Técnica Federico Santa María por su asesoría técnica en la parte experimental de este estudio.

INDICE

	Pág.
1. Introducción	1
2. Aspectos Teóricos	3
Generalidades	13
Restauraciones con resinas compuestas en el sector posterior	24
Sistema Inlay Prisma APH	46
3. Objetivos	46
4. Hipótesis	47
5. Materiales y Métodos	53
6. Resultados	56
7. Discusión	58
8. Conclusiones	59
9. Sugerencias	60
10. Resumen	61
11. Referencias Bibliográficas	

INTRODUCCION

El uso de resinas compuestas en el sector posterior se ha difundido enormemente en los últimos años; el requerimiento de los pacientes, el marketing ejercido por las industrias que fabrican estos materiales y una fobia que se ha creado contra la amalgama como material de restauración ha influido en ello.

Las tendencias más progresistas en la odontología restauradora actual, preconizan la eliminación de la lesión, confinándose estrictamente a este proceso y a la restitución de los tejidos dentarios dañados sin la construcción de cavidades para adaptar el material o para retenerlo (es el material el que se debe adaptar a la cavidad). Este principio innovador ha dejado atrás a la odontología que fundamentara Black hace más de 100 años, haciendo necesaria una revisión por parte de los profesionales odontólogos de las técnicas restauradoras.

Las técnicas actuales exigen que idealmente una restauración cumpla con los siguientes requisitos:

- 1.- La restauración debe poseer un sello impermeable y una adaptación que no se deteriore, es decir, que posea adhesión química a la estructura dentaria por lo tanto restablecer la fortaleza dentaria original.
- 2.- La resistencia al uso debe ser equivalente a la resistencia del esmalte.
- 3.- Poseer radiopacidad equivalente a la del esmalte.
- 4.- La longevidad de las restauraciones debe ser predecible.
- 5.- Deben ser dimensionalmente estables durante el uso.
- 6.- Debe realizarse mediante una técnica simple.
- 7.- Debe ser estéticamente aceptable en cuanto a color y translucidez.
- 8.- Debe ser inocua, tanto para la pulpa como los demás tejidos del organismo.

Hasta el momento, ninguno de los materiales creados cumple todos estos requisitos debido quizás a una limitación de tipo tecnológica.

El composite como material ha evolucionado extraordinariamente en los últimos años al igual que los cementos de ionómero vítreo que poseen una adhesión a la estructura dentaria.

Actualmente es éste último material el que más podría acercarse a cumplir los requisitos, pero carece de cualidades mecánicas y de translucidez necesarias.

Los composite también cumplen muchos de estos requisitos aunque presentan problemas de abrasión, contracción de polimerización, infiltración marginal, adhesión de tipo micromecánica no química al esmalte, degradación química de algunos de sus componentes en el tiempo y técnica operatoria rigurosa. Las investigaciones en este campo son muy extensas y promisorias.

La amalgama a pesar de ser un material que ha cumplido una enorme función restauradora, no cumple muchos de estos requisitos y entre sus desventajas encontramos su color antiestético, la fractura marginal, la infiltración marginal y lo que limitaría aún más su uso en el futuro, la necesidad de una preparación con un diseño cavitario determinado, eliminando de esta forma tejido dentario sano. Sin embargo, posee la cualidad de autosellado marginal por los elementos de corrosión que se encuentran en la interfase diente-restauración y que mejora con los años, por lo tanto en cuanto a su durabilidad se podría hablar que es un material permanente.

La odontología del futuro debe continuar las investigaciones sobre un material que cumpla todos los requisitos antes descritos, es cierto que los materiales actuales no son los ideales pero están, creemos humildemente, en el camino correcto.

El presente seminario pretende evaluar una técnica de restauración en clases II de Black mediante incrustaciones de composite híbridos, construir y utilizar una pauta de evaluación que en forma objetiva valore la calidad de las restauraciones no sólo al momento de ser terminadas sino a través del tiempo y evaluar experimentalmente la efectividad del postcurado en la disminución de la contracción de polimerización postcementación.

ASPECTOS TEORICOS

La búsqueda de materiales de restauración que, cumpliendo con los requisitos funcionales, se asemejasen al color natural del diente, se planteó ya, como una necesidad en el siglo pasado.

Así, en 1871 Fletcher introduce el cemento de silicato, primer material de obturación directa que cumplía con los requisitos estéticos (Musalem, 1991). Sin embargo, siendo ésta una gran alternativa para la época, presentaba muchas deficiencias, entre ellas una alta solubilidad en el medio bucal e inflamación pulpar (Grupo Chileno de Materiales Dentales, 1990). La formulación de este material fue modificado a principios del siglo XX mejorando sus propiedades, pero conservando en gran parte sus defectos (Steenbecker, 1984).

Fue a partir de 1940, que se dio un gran paso en tal búsqueda con la aparición de las resinas acrílicas de autocurado, éstas dieron un resultado estético inicial excelente en cuanto a forma, color y textura. Pero estos materiales no fueron la panacea. A través del tiempo se evidenciaron problemas con el uso de estas resinas de metil metacrilato; la alta contracción de polimerización (8 veces más que el esmalte) y la acentuada diferencia del coeficiente de variación dimensional térmica entre el material restaurador y la pieza dentaria producían inevitablemente percolación y microinfiltración, lo que se traducía en sintomatología pulpar y caries recidivante (4), se apreciaba además una baja resistencia a la abrasión, gran absorción acuosa e inestabilidad de color en el tiempo (Uribe Echevarría, 1990).

El avance continuó, aparecieron resinas acrílicas mejoradas, donde se modificaba el activador de polimerización. Surgieron además, otras resinas como las vinílicas, epóxicas, etc. que formarían posteriormente parte de la composición de los composites.

A mediados de la década del 50, comienza paralelamente el estudio de un factor muy importante en el éxito de las restauraciones en base a resinas, Buonocuore describe el uso del ácido fosfórico para desmineralizar el esmalte en relación a la cavidad, con el fin de aumentar la adhesión del acrílico a la superficie del esmalte. Es a partir de este momento, que tratamiento de superficie y material restaurador en base a resina comienzan a estudiarse conjuntamente. (Cohen, Schulman, 1988)

En 1962, el doctor Rafael Bowen introdujo en reemplazo del metil metacrilato, un nuevo monómero, el Bisfenol-A Glicidil-Metacrilato (Bis-GMA), molécula que presentaba un mayor tamaño molecular y por lo tanto, una menor contracción de polimerización, a la cual agregó partículas de relleno inorgánico que se unían al monómero a través de un agente de enlace llamado Vinil-Silano; creó de esta forma un nuevo complejo de resina que presentaba tres fases: una primera fase de matriz orgánica, una segunda de relleno inorgánico y una tercera constituida por un agente de unión o enlace (Uribe Echevarría, 1990).

Dicho complejo pasó a constituir las llamadas resinas compuestas o composites, que en otras palabras era el resultado de una combinación química tridimensional en la cual dos o más muy diferentes materiales separados por una interfase distinta originaban un nuevo material con propiedades muy superiores (Cohen, Schulman, 1988; Fusayama, 1990).

Tratando de mejorar las propiedades de las resinas compuestas ideadas por Bowen se fueron realizando una serie de modificaciones a las fases originales.

Fase 1 orgánica, matriz o partícula de Bowen: constituida por una resina epóxica cuyos grupos terminales son reemplazados por metacrilato a través de una reacción de adición conformando un monómero de dimetacrilato aromático (resultante de la reacción del Bisfenol-A y Metacrilato de Glicidilo) que le confiere a la molécula rigidez y resistencia. Se le agrega actual-

mente nuevos monómeros como el MMA, EDMA, TECMA, los cuales ayudan a disminuir la alta viscosidad que presenta la partícula de Bowen y que dificulta su manipulación correcta (Uribe Echevarría 1990). Para mejorar las propiedades se ha reemplazado el Metacrilato de Glicidilo por otros oligómeros como el Diacrilato de Uretano (Steenbecker, 1984).

Fase 2 intermedia, de unión o de acople: constituida por un agente con grupos bifuncionales que reaccionan con la fase inorgánica y la matriz, originando una unión química entre ellas (Albers, 1980), representada originalmente por el Vinil-Silano, se ha ido reemplazando por otras sustancias más reactivas como el Gama Metacriloxipropiltrimetoxi Silano que permite una unión más resistente e hidrolíticamente más estable. (Uribe Echevarría, 1990).

Fase 3 o inorgánica: donde se utilizó fibras de vidrio o cuarzo irregulares y de gran tamaño. Resaltó en ellos su naturaleza inerte, su índice de refracción semejante al diente, la franca disminución de la contracción de polimerización y del coeficiente de variación dimensional térmica, el aumento de la dureza y resistencia a la tracción y compresión y la disminución de la absorción de agua.

Actualmente han sido reemplazados por nuevos rellenos, que si bien es cierto conservan todas las propiedades antes señaladas, eliminan los factores negativos del cuarzo. (La imposibilidad de obtener partículas pequeñas, obtener un buen pulido y no ser radiopaco). Entre ellos se puede señalar vidrio de Boro Silicato, Bario, Litio y Estroncio, Silicatos de Estaño-Aluminio y Sílice Coloidal (Grupo Chileno de Materiales Dentales, 1990; Bowen y cols., 1992).

Además de estas tres fases, las nuevas resinas cuentan entre sus componentes elementos que disminuyen la viscosidad, inhibidores para prolongar la vida útil, previniendo la polimerización durante el período de almacenamiento, iniciadores y aceleradores que se combinan para producir radicales libres que inician la polimerización, pigmentos, modificadores y opacificadores para controlar el color y la translucidez (Uribe Echevarría, 1990).

Actualmente las resinas compuestas pueden ser clasificadas según el tipo de relleno inorgánico y/o su sistema de activación.

1) RESINAS COMPUESTAS SEGUN TIPO DE RELLENO:

1.1. **Resinas convencionales:** Llamadas también de macropartícula fueron las de primera generación, compuestas por partículas de relleno inorgánico que primitivamente eran de forma irregular y de un tamaño que variaba entre los 1 y 100 μm (Lutz, 1983) actualmente el tamaño varía entre 1 y 35 μm (Uribe Echevarría, 1990). Estas resinas presentan un difícil pulido, porosidad superficial y pigmentación superficial debido a la diferente dureza de las fases del material.

1.2. **Resinas de microrelleno:** En respuesta a la necesidad de superar las deficiencias que presentaban las resinas de macropartículas, en 1978 nacen las resinas de microrrelleno (Grupo Chileno de Materiales Dentales, 1990) compuesta por un relleno inorgánico de Sílice pirolítica con un tamaño que iba dentro de un rango que variaba entre 0.01 μm y 0.04 μm (Barrancos, 1988). Al ser de un tamaño más pequeño confería al material una superficie más homogénea con mejor pulido y lisura superficial, además de una mayor translucidez. Sin embargo, presentaban algunas desventajas como el mayor coeficiente de variación térmico dimensional, disminución de la resistencia a la tracción, una menor rigidez y mayor absorción de agua, lo que se traducía a la larga en un mayor desgaste, posibilidad de fractura y una mayor "contracción de polimerización".

1.3. **Resinas híbridas:** como una alternativa a los dos sistemas anteriores nace a principios de la década de los 80 (Grupo Chileno de Materiales Dentales, 1990). Llamadas también Blend, posee 2 tipos de relleno: macropartículas optimizadas y micropartículas de 1 a 15 μm . (Uribe Echeva-

ría, 1993). Porcentualmente el macrorrelleno representa entre el 76% y 80%, el resto corresponde al microrrelleno. Esta mezcla representa una combinación de las propiedades de ambos materiales. (Barranco, 1988)

1.4. **Resinas de partículas finas o pequeñas:** aparecen posteriormente con un tamaño de partícula que variaba entre los 05 y 06 μm . son composites con buenas propiedades estéticas, con un buen acabado superficial y una resistencia aceptable.

2) RESINAS COMPUESTAS SEGUN EL TIPO DE ACTIVACION

Antes de mencionar los mecanismos de activación es bueno recordar algunos conceptos de polimerización de las resinas.

Es bien sabido que las resinas son polímeros formados por la unión de unidades estructurales llamadas monómero (Uribe Echevarría, 1993), estos contienen en su estructura química por lo menos un enlace insaturado (doble enlace) esta inestabilidad química permite la transformación a un polímero gracias al aporte de energía a través de un mecanismo de iniciación.

Estas unidades se activan a través del mecanismo de iniciación que lleva a la formación de radicales libres, al ser ahora un compuesto con un electrón impar, es altamente reactivo provocándose una reacción en cadena. La reacción química se produce en tres etapas denominadas.

- 1) De iniciación.
- 2) De propagación.
- 3) De terminación.

1) **Etapas de iniciación:** se produce en el momento en que alguna molécula de monómero desdobra su doble enlace con la energía inicial que proporciona un activador que puede ser un elemento físico (luz, calor) o químico (una sustancia que libera radicales libres) que actúa sobre un iniciador que varía según el activador. El resultado inmediato de esta etapa es la formación de un radical libre que tiene un electrón libre. (Bader, 1992).

2) **Etapas de propagación:** cuando un radical libre se contacta con un doble enlace de carbono de un monómero, se une con uno de los electrones del doble enlace, dejando libres a los demás elementos del par. Así, los monómeros van dando radicales libres, que van actuando en los enlaces insaturados de otros monómeros uniéndose a estos últimos, generando así otro radical libre. Proseguirá la reacción en teoría hasta que se agote el monómero (Barrancos, 1988) formando una cadena de polímero. De acuerdo al número de dobles enlaces será el mayor o menor entrecruzamiento lo que le conferirá a la cadena la estabilidad dimensional, además de otras mejoras en sus propiedades químicas y físicas. Es bueno hacer notar que tanto el Bis GMA como el Dimetacrilato de Uretano poseen dos dobles enlaces en su estructura.

Esta fase se produce a gran velocidad, ya que la energía requerida es menor que en la etapa de iniciación.

3) **Etapas de terminación:** corresponde a la finalización de la reacción en cadena que termina por:

- a) Acoplamiento directo: donde dos moléculas de polímero se transfieren energía entre sí.
- b) Intercambio de átomos de hidrógeno: donde se transfieren átomos de hidrógeno de una cadena en crecimiento a otra (Bader, 1992).

En relación a la polimerización existe una serie de fenómenos anexos, el hecho que exista un cambio de ordenamiento molecular de un estado de mayor energía a uno de menor energía se traduce en una liberación de energía en forma de calor (exotermia).

Otro fenómeno que encontramos se relaciona con el producto de la polimerización. La distancia entre las moléculas del producto es menor, ocurriendo así una disminución de la masa, fenómeno llamado contracción de polimerización (11).

Hechos estos alcances podremos clasificar las resinas compuestas según el tipo de activación en:

- 1) **Resinas de activación química**
- 2) **Resinas de activación por luz (UV y visible)**
- 3) **Resinas de activación por calor.**

1) **Resinas activadas químicamente:** son las primeras en aparecer, como activador de la polimerización actúa una amina terciaria aromática sobre el iniciador (peróxido de Benzoilo) el que produce los radicales libres que reaccionan con el monómero.

Las resinas activadas de esta manera conducen en general a una polimerización menos completa que la que se puede lograr por los otros sistemas, además, el hecho que su presentación sea bicomponente, limita la obtención de una mezcla homogénea y favorece la incorporación de aire, dejando una masa porosa, alterando así las propiedades ópticas y mecánicas y dificultando además la polimerización (Uribe Echevarría, 1990, Barrancos 1988).

Esto ocurre por la incorporación de aire durante el espatulado, lo que se traduce en burbujas en el interior de la masa, las cuales poseerán una capa inhibida en todo su contorno en relación a la burbuja de aire.

Otros inconvenientes adicionales en relación a los otros sistemas es el hecho de tener un tiempo relativamente largo de polimerización (4 a 5 min), presentar variaciones de color con el tiempo y no poder controlar por parte del operador el tiempo de trabajo.

Las ventajas de estos composites son el no requerir equipamiento costoso para su utilización y el hecho que generan poco calor durante el curado (Uribe Echevarría, 1993).

2) **Resinas activadas por luz:**

2.1. **Luz ultravioleta:** Introducidas en 1972, fueron las primeras resinas activadas físicamente, con un haz de una longitud de onda de 365 nanómetros, actúa sobre el iniciador (eter metilbenzoico) eliminando la necesidad de aminas terciarias cuya reacción con el peróxido de Benzoilo producía inestabilidad de color (Barrancos, 1988).

Entre sus ventajas se puede mencionar: Estabilidad de color, tiempo de trabajo útil ilimitado, rápida polimerización y un menor desperdicio de material.

La profundidad de curado con este tipo de luz es de aproximadamente 0.5 a 1 mm. por lo que en ciertos casos se debe usar técnica incremental.

Pero la luz ultravioleta presenta serias desventajas, estudios demuestran que su uso es nocivo para la salud, tanto del paciente como del profesional, además las lámparas de luz ultravioleta pierden eficacia con el tiempo, lo que se traduce en polimerizaciones deficientes.

2.2. **Luz visible:** Las resinas activadas con este tipo de luz hicieron su aparición en 1978 (Yeary y Mac-Clesfiel, 1985) como una forma de superar las desventajas que presentaban la luz UV.

En este tipo de composites actúa como iniciador una dicetona, la canforoquinona que es activada por la luz visible o halógena de una longitud de onda de 470 nm (Craig, 1981).

Este sistema de activación es bastante eficiente y permite obtener un curado uniforme. Comparado con la luz UV, conserva todas sus ventajas y elimina sus desventajas. Así, las lámparas de luz visible mantienen una eficacia más constante a través del tiempo (lo que no significa que no amerite realizar un control periódico del haz luminoso), resultan ser menos dañinas para el hombre y tienen una profundidad de curado superior a la luz UV (1 a 2 mm.) (Mat Sumoto, 1986). Tanto el composite activado por luz UV como el activado por la luz halógena se presentan en monopasta, lo que le da una estructura más constante, homogénea y estable tanto en función como en estética.

3) **Resinas activadas por calor:** Es el sistema más efectivo (Barrancos, 1988) proporciona una resina más rígida, más resistente a la tinción y a la fractura que las resinas obtenidas por otros métodos.

Su uso clínico se limita al campo de las incrustaciones de resina compuesta y carillas de coronas y puentes. Por otro lado también se utilizan para la confección de las partículas de los microrelleno. (Uribe Echevarría, 1990)

En relación al porcentaje de conversión a polímeros que poseen estos tres tipos de activación el Medical College of Georgia mostró resultados de un 80% a 85% para los sistemas polimerizados por calor (125 C°), de 50% a 60% para los de curado químico y de 55% a 65% para las resinas de fotocurado (William, 1991).

FACTORES QUE AFECTAN LA POLIMERIZACION POR LUZ HALOGENA

Las resinas compuestas activadas por luz halógena se pueden ver afectadas por una serie de factores que pueden alterar el grado de polimerización (dado por la cantidad de radicales libres y dobles enlaces) y producir un empobrecimiento de las propiedades físicas y clínicas del material afectando así la condición estética y la permanencia de la obturación.

La polimerización por luz halógena podrá ser afectada por:

1) Factores inherentes a la resina compuesta:

A.- Composición de la resina: Uno de los factores limitantes de la polimerización es la dispersión de la luz al interior del material, es así como el tamaño y cantidad de las partículas del relleno van a determinar la dispersión de la luz y por lo tanto el grado de polimerización.

Por otro lado, la cantidad de inhibidor actúa en forma inversa con el grado de polimerización debido a que tendría un efecto de terminación en el desarrollo de las cadenas de radicales, antes de que se produzca una conversión importante de los grupos metacrilatos.

Influyen además las características de absorción de los fotoiniciadores canforoquinona y etermetil-benzoico ya que éstos regulan la formación de cadenas radicales controlando de esta manera la proporción de la polimerización (Uribe Echevarría, 1990).

B.- Color y translucidez de la resina: Las características de mayor o menor translucidez de la resina, van a determinar en algún grado la penetración de la luz en ella (De Backer y cols., 1985; Matsumoto, 1986). Es por esto que los colores más oscuros presentan menor coeficiente de transmisión de la luz (Tirtha, 1982) y por lo tanto una menor profundidad de curado. Así, en teoría un color de composite oscuro requiere más tiempo de polimerización que uno de un color más claro (Jordan, 1987).

C.- Edad y almacenamiento de la resina: Existe una degradación de la amina alifática y de los componentes que actúan como inhibidores a través del tiempo. Si bien es cierto, las resinas de fotocurado tienen un tiempo de duración mayor al de las resinas de curado químico, algunos estudios demuestran que los composites de fotopolimerización pueden perder alrededor del 20% de sus propiedades físicas en un lapso de 6 meses de almacenamiento y hasta un 50% en un año, todo a temperatura ambiente. Al conservarlos en frío, pueden perder un 10% de sus propiedades en un año, por lo tanto la vida media útil de un composite de fotocurado alcanzaría seis meses a temperatura ambiente y 18 meses en frío (Bader, 1992).

2) Factores inherentes a la lámpara de luz halógena:

A.- Diámetro del medio conductor de luz: Los rayos centrales del haz de luz son los que poseen más intensidad, por lo tanto, mientras mayor sea el diámetro del medio conductor, menor será el grado de polimerización. No obstante existen estudios que concluyen que los mejores resultados se obtienen con diámetro de 13 mm. el cual es diferente a los utilizados clásicamente (7 a 8 mm.) (Uribe Echevarría, 1990).

B.- Estado de conservación de la lámpara: Factores como la integridad de las fibras, ausencia de residuos de material, regulador de voltaje y filtros en buen estado determinarán el grado de polimerización de la resina (Craig, 1981).

El control de la fuente se debe hacer periódicamente, es necesario controlar la intensidad de la luz con un tester específico para ello, ya que se ha comprobado que ésta varía a través del tiempo, modificando así, la calidad del fotocurado (Barkmeier, 1993).

3) Factores inherentes a la luz visible.

A.- **Voltaje de la red eléctrica:** El voltaje de la corriente eléctrica va a determinar la intensidad de la luz de la mayoría de las lámparas halógenas; así una caída del voltaje de sólo un 10% puede significar una reducción en el grado de polimerización de un 40% pudiendo resultar en un curado incompleto. Por esto, algunas lámparas han incorporado un regulador de voltaje.

B.- **Intensidad de la luz halógena:** Para que la polimerización sea óptima en toda la masa del composite, la luz debe penetrar con una intensidad uniforme y mantenerla así hasta el fin del ciclo de curado (Tirtha, 1982), esto en la práctica no resulta así, pues la intensidad lumínica varía con factores tales como el coeficiente de transmisión de la luz a través de la resina, el grado de translucidez de la misma y el estado del cono de la lámpara activadora, por lo tanto, a profundidades mayores la polimerización será inadecuada pues la luz se atenúa producto de todos estos factores.

C.- **Longitud de onda de la luz halógena:** El espectro para las lámparas de fotocurado varía entre 420 nm y 480 nm. El espectro de absorción de la canforoquinona tiene el máximo en los 470 nm., sin embargo, longitudes de onda superiores a 500 nm contribuyen al curado en forma mínima, produciendo además calor, el cual puede afectar el órgano pulpar. Longitudes bajo los 400 nm caen en el espectro ultravioleta, estas también poseen un poder fotocurador, pero es mínimo para los composites de luz halógena (Craig 1981; Bader, 1992).

4) Factores inherentes a la técnica clínica

A.- **Dirección de aplicación de la luz:** El haz de luz debe ser dirigido perpendicular a la superficie de la resina, pues la parte central del rayo es el más efectivo. De igual forma, el extremo de salida del haz debe estar lo más cercano a la resina y permanecer inmóvil para obtener una buena penetración. La distancia ideal sería de 1 a 3 mm. (Uribe Echevarría, 1990).

B.- **Polimerización a través de la estructura dentaria:** Como la resina compuesta al polimerizar se contrae hacia la luz, es necesario polimerizarla primeramente hacia la estructura dentaria, pudiendo ser sólo esmalte o esmalte y dentina. Esto disminuye la efectividad de la polimerización a la mitad, por lo tanto, el tiempo de polimerización debe ser aumentado para compensar esta deficiencia (De Backer y cols., 1985).

C.- **Uso de aditamentos para la punta de la lámpara:** Algunos fabricantes proporcionan aditamentos de diferentes diámetros, los que varían la intensidad de la luz en el extremo ya que se dispersa la misma energía lumínica sobre una superficie diferente; si es así la profundidad de polimerización también se verá afectada.

D.- Manipulación de la resina

i) **Técnica incremental:** Esta técnica de aposición de la resina en pequeños incrementos contribuye a optimizar la polimerización, ya que se logra dirigir y controlar la contracción de polimerización de la resina, a la vez que se puede obtener un mayor control sobre el grado y profundidad de polimerización (Bader, 1992).

ii) **Incorporación de aire:** La incorporación de aire al interior de la masa de resina, debido a la falta de una adecuada compactación en la cavidad, va a afectar directamente la calidad de polimerización, ya que el oxígeno la inhibe.

El hecho que las resinas de fotopolimerización vengan en monopasta disminuye ostensiblemente la posibilidad de que la masa incorpore aire. Sin embargo, muchas veces las jeringas de composite pueden traer incorporado aire de fabricación (Barkmeier, 1993).

iii) **Uso de elementos accesorios:** El uso de algunas matrices y cuñas que no reflejan la luz o no son transparentes van a reducir el paso de la luz al interior de la resina, disminuyendo el grado de polimerización.

iii) **Tiempo de exposición a la luz:** Como ya sabemos existen muchos factores que van a determinar el tiempo de exposición a la luz. Al aumentar el tiempo de exposición se aumenta también la cantidad de luz que alcanza las capas más profundas del composite para formar radicales libres que inicien la polimerización (Bader, 1992).

PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

De manera natural las propiedades de las resinas compuestas varían de un producto a otro. Factores como la composición, tamaño de partícula del relleno, tipo de activación entre otros, influyen directamente en ella (Phillips, 1988)

En un primer momento las propiedades de las resinas compuestas fueron muy deficientes, solamente cumplían en parte las propiedades estéticas. A través del tiempo estos fueron mejorando y actualmente éstas pueden exhibir una clara mejoría en todas sus propiedades (Bader, 1992). Sin embargo, es un material que requiere aún muchas mejorías en sus propiedades por lo que su uso se debe remitir a aquellos casos aceptados como indicación, comprobados clínicamente y no a aquellas indicaciones dadas por los fabricantes.

Propiedades estéticas: Los resultados estéticos que se pueden lograr en forma inmediata son excelentes, la multiplicidad de alternativas hace casi imposible no afrontar los desafíos estéticos. Sin embargo, el verdadero éxito dependerá de la habilidad del clínico para obtener una forma, tamaño y color adecuado.

Con el tiempo se ha comprobado que existe una serie de factores intrínsecos y extrínsecos a la restauración que van afectando el color.

Estudios de cambio de color realizados *in vitro* atribuyen el cambio a una continua formación de productos de degradación de los colorantes y a las rugosidades de la superficie causadas por el uso y degradación química los cuales pueden afectar el pulido y la susceptibilidad a la coloración (Powers y cols., 1988).

Otros autores dan importancia a la mantención de la capa inhibida. Esta favorece la coloración superficial y aumenta la proporción al desgaste, por lo que la condición ideal será eliminarla totalmente (Uribe Echevarría, 1993). Esto se puede lograr con huinchas de celuloide, ángulos de policarboxilato o con el pulido de la superficie.

Propiedades biológicas: No existe consenso en cuanto a la irritabilidad de las resinas. Estudios realizados indican que el dolor post operatorio se ha encontrado en un rango que va del 0% al 40% de los casos estudiados, variando según el investigador. Casos de muerte pulpar y agudizaciones también han sido reportados (Fusayama, 1988).

Otros investigadores tales como Kurosaki y Fusayama mostraron que la aplicación de resina directamente sobre la dentina no provocaba evidencia de reacción inflamatoria en la pulpa. Diametralmente opuestos son los resultados de Fuks, él encontró reacción en la pulpa, la cual disminuía a la semana debido a que la dentina reaccionaba formando dentina ocurriendo además, una disminución de la permeabilidad (Borgmeijer y cols., 1991).

Así, mientras no halla un verdadero consenso los sistemas de resina compuestos serán considerados como potenciales irritadores del órgano pulpar (Phillips, 1988) se recomienda entonces:

- -circunscribir el grabado ácido al esmalte.
- -aplicar hidróxido de calcio en las zonas más profundas de la cavidad.
- -cubrir la dentina remanente con ionómero vitreo.

-aplicación de la resina compuesta en forma incremental (disminuye la contracción de polimerización) (Borgmeijer y cols., 1991).

Se sabe que un mal grabado no circunscrito, es uno de las principales factores en la aparición de dolor post-operatorio. Investigaciones indican que los ácidos más irritantes son el ácido poliacrílico seguido por el ácido fosfórico al 37%. Los menos irritantes son aquellos que utilizan los nuevos sistemas multipropósito que requieren un grabado tanto de esmalte como de dentina, entre éstos está el ácido maleico (Uribe Echevarría, 1993).

Propiedades físicas, y mecánicas: Estas propiedades varían dependiendo del producto. Las diferencias se deben específicamente a las diferencias en los monómeros y a la concentración y naturaleza de los rellenos empleados (Phillips, 1988).

Las propiedades térmicas de los composites van a variar en proporción inversa de acuerdo a la cantidad de relleno, por lo tanto, a mayor cantidad de relleno, la conductividad térmica y el coeficiente de expansión térmico se acercarán más a los valores de las estructuras dentales. En cuanto a la conductividad térmica los valores de los composites se acercan a las medidas para la dentina y pueden considerarse a los composites como buenos aislantes térmicos. Con respecto al coeficiente de expansión térmica, éste se encuentra en valores que varían de 32×10^{-6} a 60×10^{-6} $^{\circ}\text{C}^{-1}$ elevado a -6°C elevado a -1 . Se puede observar que conforme aumenta el porcentaje de material de relleno, el coeficiente de expansión térmico se reduce. El coeficiente de expansión térmico de la dentina tiene un valor de 9×10^{-6} $^{\circ}\text{C}^{-1}$ elevado a -6°C elevado a -1 . Por lo tanto esta variación puede producir desajuste al tomar alimentos fríos o calientes. La cantidad de desajuste que se puede tolerar no es conocido.

Las propiedades mecánicas de los composites van a depender del contenido de material de relleno, del tipo de material de relleno, de la eficacia del proceso de unión material de relleno-resina y del grado de porosidad del material.

Los composites activados por luz se presentan como pastas únicas y almacenados al vacío, lo que disminuye la porosidad del material a diferencia de los composites de autocurado que deben ser espatulados. Este fenómeno produce una disminución de la resistencia a la compresión de 260 MPa en los composites fotocurados a 210 MPa en los composites de autocurado (Mac Cabe, 1988).

Los compuestos híbridos tienen propiedades mecánicas muy similares a la de los materiales convencionales. Los valores de resistencia y de módulo son a menudo ligeramente más altos, pero no en forma significativa (Pallesen y cols., 1989).

CONTRACCION DE POLIMERIZACION

Las resinas compuestas sufren una contracción de polimerización que puede variar de 1,7% a 5,7% en volumen, correspondiendo las cifras más bajas a los compuestos fotopolimerizados.

En los compuestos fotoactivados la contracción va a depender de la distancia entre la fuente lumínica y la superficie de la obturación, este fenómeno se puede orientar, ya que estas resinas se contraen hacia la fuente luminosa, es así, como podemos polimerizar a través de la estructura dentaria, produciéndose en este caso la contracción hacia el diente, y minimizando los efectos negativos de la contracción (Uribe Echevarría, 1990).

Al producirse la contracción de polimerización en un composite con las técnicas clásicas, el composite se contrae hacia su centro y en los márgenes de la obturación en su relación íntima con la estructura dentaria, se producen fracturas, tanto entre la resina y el composite como entre la resina y el esmalte. Se ha visto que cuando el grabado ácido ha sido excesivo (por sobre 90 a 120 segundos) se producen microcracks en el esmalte por el efecto de las fuerzas de contrac-

ción generadas. De esta forma se produce una interfase entre la estructura dentaria y el composite, con la consiguiente microinfiltración, migración de bacterias, dolor postoperatorio y caries secundarias (Uribe Echevarría, 1990; Weinan Wang, y Tz Chau Lu, 1991).

MICROINFILTRACION

La microinfiltración está definida como el paso de fluidos y bacterias en la interfase diente-restauración.

Al realizar una restauración en operatoria dental, debemos cuidar en nuestra técnica que el material seleccionado para realizar dicha restauración se adapte perfectamente a los márgenes y paredes cavitarias, reduciendo así al máximo la interfase. En las resinas compuestas los sistemas adhesivos desarrollados intentan minimizar esta interfase por medio de la adhesión micro-mecánica entre la resina y el esmalte y la unión química entre el composite y la resina. Además con intención de aumentar la retención se han diseñado sistemas adhesivos dentinarios que actualmente logran la unión a la dentina por un doble mecanismo; interactuando con el colágeno o los cristales de hidroxapatita, y con la infiltración de resina hidrofílica dentro de los túbulos dentinales. Los adhesivos dentinarios deben proporcionar una resistencia al cizallamiento de aproximadamente 10 a 17 MPa para contrarrestar la fuerza de contracción de polimerización que causa huecos en los márgenes donde no hay esmalte (Johnson y cols., 1991). Los adhesivos que consigan de forma constante fuerzas adhesivas de esta gama, pueden reducir la formación de espacios marginales y en consecuencia de microinfiltración. Sin embargo la realidad es diferente, muy pocos adhesivos consiguen fuerzas de retención de esta gama pero sin embargo, la mayoría tienen un comportamiento clínico satisfactorio (Crim, 1991).

Con los adhesivos que utilizaban como sustrato adhesivo el barro dentinario, el fracaso solía ser cohesivo de esta lámina de detritus y la microinfiltración marginal sucedía en la interfase barrillo dentinario-dentina, a través del espesor del barro dentinario o en la interfase de éste con la resina. En los adhesivos de última generación que eliminan el barro dentinario, el fracaso y la microinfiltración suelen ocurrir entre la resina líquida y la dentina (González y cols., 1993; Roulet y cols., 1991).

Para que los sistemas adhesivos alcancen la mayor eficacia es indispensable:

- 1.- Proveer un excelente aislamiento del campo operatorio y mantener las superficies limpias.
- 2.- Seguir cuidadosamente las indicaciones del fabricante.
- 3.- Usar todas las medidas de protección dentino pulpar (Johnson y cols., 1991).

Mientras no se alcance esta adhesión específica la microinfiltración estará presente en nuestras obturaciones. La microinfiltración es aprovechada por las bacterias de la cavidad oral, las que se introducen a través de esta brecha. El rol de estas bacterias fue demostrado por Brannstrom y Nyborg (Olgart, 1974) refiriéndose a la infiltración pulpar bajo restauraciones. Aún más, se ha encontrado penetración de gérmenes hacia el interior de los túbulos dentinarios, a pesar de que éstos posean un movimiento de fluidos hacia el exterior (debido a la alta presión de líquido en el interior de la cámara pulpar) (Brannstrom y Nyborg, 1977).

Esta microinfiltración se va haciendo más importante a medida que nos acercamos al límite amelocementario del diente, aunque clínicamente esta situación sea imperceptible en una primera etapa (Borgmeijer y cols., 1991; Brannstrom y cols. 1980) puede ser explicada por el menor grosor del esmalte en esta zona (Montenegro y cols. 1986) y por lo demostrado por Gwinnett (1967) a través del microscópio electrónico, el esmalte cervical posee una distribución irregular de sus prismas lo que se traduce en una pobre unión del material restaurador (Gwinnett, 1987).

Entre las causas de la microinfiltración se encuentran el desajuste propio de las restauraciones tipo Inlays sea de cualquier material o bien los diferentes valores de expansión térmica que presentan los materiales restauradores y la estructura dentaria. La expansión térmica de la corona dentaria es de aproximadamente $11,4 \text{ (mm/mmK)} \times 10$ elevado a -6 y el de la resina compuesta es de $81,0 \text{ (mm/mmK)} \times 10$ elevado a -6 (Phillips, 1988).

La solución a esta microinfiltración, dependiendo de su causa sería por un lado realizar restauraciones de ajuste perfecto, y por otro lado que los materiales sufran el mínimo de expansión térmica o mejor aún, que se comporten igual que la estructura dentaria.

RESTAURACIONES CON RESINAS COMPUESTAS EN EL SECTOR POSTERIOR

La estética en Odontología ha cobrado gran importancia hoy en día, las restauraciones posteriores no han escapado a ello y es por esta razón que están siendo el foco de atención de pacientes y profesionales.

Los dentistas reconocen ventajas en estas restauraciones; son materiales libres de mercurio, presentan mínima conducción térmica y eléctrica, son estéticas, pero lo más importante, es que se unen a los tejidos calcificados presentando una adhesión fisicomecánica al esmalte y una unión química a la dentina (Uribe Echevarría, 1993). A través de esta gran adaptación a las paredes cavitarias se logra disminuir la infiltración marginal con una gran economía de tejido dentario (Gordon, 1991).

A pesar de estas ventajas, presentan limitaciones; las resinas compuestas son bastante sensibles en su técnica, mucho más que la tradicional amalgama de plata, un contacto proximal adecuado es difícil de lograr, los métodos de terminación son más largos y tediosos. Dentro de los problemas clínicos que presentan los composites posteriores probablemente los más importantes sean el desajuste proximal, la pérdida de anatomía oclusal, desgaste interproximal, contracción de polimerización, microinfiltración marginal y sensibilidad post operatoria (Barnes y cols., 1991).

Sin embargo, las observaciones a mediano plazo de los productos que se encuentran en el mercado, son bastantes promisorias, pero la aplicación indiscriminada de las resinas compuestas en el sector posterior en cavidades extensas compuestas o para el reemplazo de grandes amalgamas pueden llevar a la profesión a un fracaso (Wilson y cols., 1991).

Williams D.F. y Cunningham, J. sostienen que a pesar de que la resistencia compresiva de las resinas compuestas es semejantes a la de la amalgama, la resistencia a la abrasión, que lleva a la pérdida de la anatomía oclusal, es bastante significativa.

Uribe Echevarría, J. et. al. midieron durante 18 meses cuantitativamente "in vivo" por medio de réplicas la pérdida de sustancia de los sistemas resinosos compuestos de macro y de micropartícula, comprobando la degradación y el desgaste progresivo superficial cuando fueron aplicados a distintos tipos de preparaciones con amplitudes vestíbulo linguales diferentes con y sin bisel en el borde cavo superficial.

Albers H.F. comenta que las desventajas de las resinas compuestas aplicadas en dientes posteriores, radica en su alta susceptibilidad al desgaste y a la deficiencia de autosellado marginal.

Leinefelder (Borgmeijer y cols., 1991) en estudios acumulativos de tres años, reportó que la pérdida de material debido al desgaste es de 27 micrones con P-50 (3 M), 40 micrones con Helio Molar (Vivadent), 75 micrones con Bisfil (Bisco inc.), 75 micrones con Herculite X.R. Los datos obtenidos por Leinefelder han sido confirmados por observaciones realizadas en un muestreo a mediano plazo (3 años) de Herculite X.R. y Helio Molar en la Universidad de Western, Ontario

(Canadá), que demostró un desgaste acumulativo de menos de 50 micrones (Ronai y cols., 1991).

La pérdida de sustancia que sufren las resinas compuestas posteriores depende de la composición del material, del método de polimerización, de la amplitud cavitaria y de la localización del diente en la arcada (Leinfelder, 1991).

La abrasión está directamente relacionada con la masa total del material, por lo que en obturaciones de gran tamaño la pérdida de tejido es significativa (Jordan y Suzuki, 1991).

Si se decide colocar una restauración de resina compuesta en el sector posterior se debe considerar que la resistencia a la abrasión aumenta cuando:

- Disminuye la amplitud vestibulo-lingual de la preparación.
- Los contactos interoclusales recaen sobre la estructura dentaria.
- Las cavidades son pasivas y con soporte adamantino en todo el contorno.
- La carga inorgánica de la resina es de micropartícula y las uniones de relleno son más estabilizadas y cohesivas.
- La polimerización del material es comandada por luz halógena que permite dirigir la contracción de polimerización hacia la fuente lumínica logrando así mayor adaptación a las paredes cavitarias (Jordan y Suzuki, 1991).
- Su aplicación está limitada más al sector de premolares que de molares donde el ciclaje mecánico es significativamente superior (Uribe Echevarría, 1990).

Después de lo mencionado, cabe preguntarse si es adecuado el uso de resinas compuestas en el sector posterior en forma habitual; la respuesta parece ser positiva siempre y cuando se consideren pautas de evaluación en:

- La selección del material.**
- En las preparaciones dentarias.**
- En las técnicas de restauración.**
- Posibilidades de controles posteriores.**

1.- Consideraciones sobre la selección del material.

A.- Tamaño de partícula y porcentaje de carga inorgánica: Las propiedades físicas del material se ven favorecidas a medida que se reduce el tamaño de la partícula de carga inorgánica. Por esta razón partículas de tamaño mayor a 0.5 micrones no son deseables.

Las propiedades físicas se ven mejoradas debido a que:

- La distancia interpartícula es menor.
- La compactación se acrecienta.
- Se reducen los fenómenos de desgaste de la matriz.
- Disminuye la pérdida de material inorgánico, por lo que es menor la cantidad de porosidad por desprendimiento de partículas de la superficie del material.

B.- Porcentaje de carga inorgánica: A medida que aumenta el porcentaje de carga inorgánica, disminuye la matriz orgánica; esto permite un mayor contacto entre partículas y por lo tanto, mayor resistencia físico-mecánicas.

Lo ideal es que el porcentaje de carga inorgánica en resinas compuestas posteriores sea de un 65% a un 70% en volúmen y entre un 75% a 80% en peso.

C.- Fotopolimerización o termopolimerización: -La fotopolimerización disminuye la contracción de endurecimiento de la resina. Corroborando lo dicho anteriormente la dirección del haz de luz determina el sentido de la contracción, por lo que al colocar la fuente lumínica en

relación al diente, la contracción de polimerización será en dirección a las paredes cavitarias lográndose así, mayor adaptación a las paredes de contorno, con lo que se logra disminuir la infiltración marginal (Lambrechts, 1987).

-La termopolimerización a presión otorga al material mayor densidad, disminución de la microporosidad y ausencia de capa despolimerizada.

D.- **Radiopacidad:** Facilita fijar los límites internos y externos de la restauración, detectando así desadaptaciones y caries secundarias.

E.- **Densidad del composite:** Un aumento en la densidad facilita la condensación de la resina en la cavidad, permitiendo una adaptación más efectiva a las paredes cavitarias.

La densidad depende del porcentaje de carga inorgánica por lo tanto, debe ser cuidadosamente vigilada para evitar que se transforme la resina compuesta en un material de difícil manejo clínico (Mc Lean, 1987; Wilder, 1985).

2.- Consideraciones sobre las preparaciones cavitarias

En la selección y diseño de una cavidad, los factores a considerar son:

-Grado de destrucción de los tejidos dentarios.

-Localización anatómica.

-Topes de la oclusión.

Las preparaciones cavitarias se pueden clasificar:

A.- De acuerdo a la extensión de la lesión:

A.1.- Cavidades de extensión mínima.

A.2.- Cavidades de extensión intermedia.

A.3.- Cavidades de extensión máxima o extremas.

B.- De acuerdo a la localización de la lesión y topes de la oclusión:

B.1.- Cavidades activas o expuestas a la oclusión funcional.

B.2.- Cavidades pasivas o no expuestas a la oclusión funcional.

3.- Consideraciones sobre las técnicas de restauración.

No todas las resinas compuestas se adaptan a la mayoría de los casos clínicos, por ello es importante el criterio clínico del operador, sus conocimientos sobre fisiología de la oclusión y anatomía dentaria; de ello dependerá que el profesional elija cavidades pasivas antes que activas o resinas compuestas indirectas o directas dependiendo del caso en particular.

4.- Controles periódicos.

El hecho de que ciertas restauraciones de composite, (como son las que se realizan en el sector posterior) no hayan sido aprobadas para clases I y II de Black por organismos competentes como son la ADA (Asociación Dental Americana) implica que el profesional que las realiza tenga toda la responsabilidad sobre la indicación de éstas. Por lo tanto, la evaluación de estas restauraciones deberá realizarse en periodos que en ningún caso serán mayores a seis meses.

PREPARACIONES CAVITARIAS

La operatoria dental adhesiva tiende a la economía de tejido dentario, unión a la estructura dentaria, estética y funcionalidad. En base a estas premisas podemos clasificar a las preparaciones dentarias en:

1.- Preparaciones cavitarias de extensión mínima de clase I:

- 1.1.- Oclusales
- 1.2.- Fosa vestibular o lingual.
- 1.3.- Ocluso vestibular u ocluso lingual.

2.- Preparaciones cavitarias de extensión mínima y pasivas de clase II:

- 2.1.- Por tunelización horizontal.
- 2.2.- Estrictamente proximal.
- 2.3.- Por tunelización oblicua.
- 2.4.- Por tunelización vertical.

3.- Preparaciones cavitarias de clase V y abrasiones cervicales.

4.- Preparaciones cavitarias de extensión intermedia.

- 4.1.- Con topes de oclusión.
- 4.2.- Preparaciones restauradas con incrustaciones de resinas compuestas.

5.- Preparaciones cavitarias de extensión máxima.

1.- Preparaciones cavitarias de extensión mínima de Clase I:

1.1.- **Preparaciones cavitarias oclusales:** Son cavidades conservadoras, que no exceden $1/5$ o $1/6$ de la distancia intercuspídea, con una profundidad no mayor a 1.5 mm. La inclinación de las paredes es convergente a oclusal, siguiendo la dirección de los prismas del esmalte. Llevan ángulos internos redondeados y debido al espesor del material no se hace necesario la confección de biseles en el cavo superficial.

Indicaciones: Caries oclusal pequeña con una extensión no mayor a $1/5$ o $1/6$ de la distancia intercuspídea, ubicadas en áreas no sometidas a stress oclusal funcional.

1.2.- **Preparaciones cavitarias de fosa vestibular o lingual:** Debido a las características anatómicas de las caras vestibulares o linguales de los molares, estas cavidades adoptarán formas diversas, de acuerdo al tejido dentario que se elimina en relación a la caries dental existente.

Indicaciones: Caries de la cara vestibular o lingual de molares.

1.3.- **Preparaciones cavitarias ocluso-vestibulares u ocluso-linguales:** Estas cavidades llevan un cajón oclusal con las mismas características detalladas anteriormente. Desde el cajón oclusal se aborda el surco vestibular o lingual hasta la fosa.

Las preparaciones cavitarias de fosas linguales, vestibulares o palatinas y las cavidades compuestas que impliquen estas caras deberán realizarse sin bisel (Cataldo, 1993).

2.- Preparaciones cavitarias de extensión mínima y pasivas de Clase II.

La operatoria dental moderna tiende a conservar el máximo de tejido dentario, la relación de contacto y el reborde marginal por lo que las clásicas cavidades II de Black activas se transforman en pasivas, siguiendo la dirección de la lesión cariosa, de éste modo se logra que las fuerzas oclusales no recaigan sobre el material de restauración.

Este tipo de cavidades se aplican de acuerdo a cada caso clínico, dependiendo de:

-Diagnóstico clínico y radiográfico.

- Amplitud y profundidad de la lesión.
- Posibilidad de acceso instrumental.

2.1.- Preparaciones cavitarias de Clase II por tunelización horizontal: Para la preparación de este tipo de cavidades, lo primero es la separación interproximal por medio de cuñas de maderas o plásticas, esto tiene como objetivo visualizar la lesión y así poder definir los límites cavitarios, como también proteger la cara proximal del diente vecino.

La cavidad se abre desde la cara libre del diente (vestibular-lingual), siguiendo una dirección horizontal en sentido vestibulo-lingual, conservando al máximo el esmalte sano. De acuerdo a la profundidad de la preparación cavitaria, se efectúa la protección dentino pulpar.

Este tipo de cavidad lleva un bisel cóncavo que abarca circunferencialmente todo el cavo-periférico adamantino, exceptuando la zona cervical (Cataldo, 1993) lo que va a permitir compensar la contracción de polimerización de los composites y así evitar la infiltración marginal y caries secundarias.

Indicaciones: lesión cariosa de extensión amelo dentinaria, que no ha afectado el reborde marginal, ni la relación de contacto y donde el diente vecino dificulta el acceso instrumental directo a la zona proximal.

2.2.- Preparaciones cavitarias de Clase II estrictamente proximal: La preparación cavitaria consiste en la eliminación del tejido cariado y en la confección de un bisel en todo el cavo periférico de la cavidad exceptuando en la zona cervical, donde no lleva bisel por las deficiencias que presentan los prismas del esmalte en esta zona (Cataldo, 1993). Con esto se logra mantener la estructura dentaria proximal y el reborde marginal.

Indicaciones: Casos clínicos en que el acceso a proximal se favorece por la ausencia del diente vecino o por la presencia de un diastema.

2.3.- Preparaciones cavitarias de Clase II por tunelización oblicua: Una vez efectuado el contorno cavitario mínimo oclusal, se aborda la zona proximal por medio de la tunelización oblicua, lo que se logra siguiendo una dirección ocluso-proximal-gingival.

Este tipo de cavidad requiere de gran habilidad por parte del operador, ya que el acceso a proximal es dificultoso, pudiéndose incluso fracturar el reborde marginal.

Indicaciones: presencia de caries proximal y oclusal, pero donde el reborde marginal no ha sido afectado por la lesión. La extensión de la lesión en proximal, debe ser mínima, de modo que el reborde marginal no se encuentre debilitado.

2.4. Preparaciones cavitarias de Clase II por tunelización vertical: Se efectúa el contorno cavitario mínimo en oclusal (siguiendo las características anteriormente descritas). Se aborda la cara proximal desde la fosa mesial o distal siguiendo una dirección vertical hacia gingival hasta llegar al foco infeccioso. El contorno cavitario se delimita por medio de la realización de movimientos de vaivén hacia vestibular o lingual. Luego, se unen conservadoramente la salida oclusal y la proximal. De este modo, la cavidad adopta en la zona proximal una forma de gota con estrangulación hacia oclusal, así se ahorra tejido sano y se posibilita el mantenimiento del reborde marginal y de los contactos interproximales desde 1/3 medio hacia oclusal. Se realiza un bisel solamente en el cavo periférico proximal (si es que se realiza técnica directa).

Indicaciones: En todos aquellos casos donde los topes de la oclusión funcional del paciente, no recaen directamente en el reborde marginal debilitado de la cara proximal afectado por la lesión

cariosa. También se indica cuando el acceso instrumental es dificultoso para realizar otro tipo de cavidad y por estética.

3.- Preparaciones cavitarias de clase V y abrasiones gingivales.

El tratamiento de caries del 1/3 gingival, consiste básicamente en la eliminación del tejido cariado y el biselado circunferencial adamantino, logrando así la conservación al máximo de tejido dentario.

En el caso de abrasiones gingivales, lo único que se realiza como tiempo operatorio en la preparación de la cavidad, es la confección de un biselado periférico de la abrasión.

Cabe señalar que en ambos casos en la zona cervical de la cavidad se evitará realizar el bisel por las características propias del esmalte a este nivel. En estos casos es útil la utilización de ionómeros vitreos en técnica combinada con el composite (21).

Indicaciones: Caries del 1/3 gingival y abrasiones cervicales.

4.- Preparaciones cavitarias de extensión intermedia.

Debido a la amplitud de la cavidad y a la acción de fuerzas oclusales en la restauración, la indicación de resinas compuestas en el sector posterior es limitada.

Los composite de micropartículas homogéneas, finas e híbridas que se utilizan actualmente en el sector posterior, presentan notables mejorías en sus propiedades fisicomecánicas, presentan además mayor resistencia al desgaste, sin embargo, persiste el desgaste en forma de cráteres volcánicos en las áreas de contactos oclusales con el antagonista.

Estos tres factores mencionados (amplitud cavitaria, fuerza de la oclusión, propiedades de los materiales) pueden mejorarse por medio de la utilización de topes cerámicos o de resinas compuestas termopolimerizadas o bien con el uso de incrustaciones de composite directas o indirectas fotopolimerizables para el sector posterior.

La elección de la técnica va a depender del número de contactos oclusales involucrados:

-Cuando existe un contacto involucrado, lo indicado es el uso de topes cerámicos o de resinas compuestas de alta resistencia.

-Cuando existen dos o más áreas de desgaste, lo más indicado es el empleo de resinas compuestas fotopolimerizables directos o indirectos.

Indicaciones: Lesiones cuya amplitud ha incluido en la preparación cavitaria los topes de la oclusión. La extensión-lingual es de 1/3 o más de la distancia intercuspídea.

4.1.- Preparaciones de extensión intermedia con topes de oclusión: En este tipo de preparaciones, una etapa fundamental es el registro de los contactos de la oclusión, ya que de ellos dependerá la técnica que se utilice para la restauración.

En estas cavidades, es frecuente que por el avance de las enfermedad queden áreas sin soporte dentinario en el interior de las cúspides o en las zonas vestibulares o linguales de la caja proximal, que deben ser restauradas con un material adecuado (ejemplo, cemento ionómero vítreo). Es importante también la protección dentino pulpar (Lutz, 1980).

Las paredes del cajón oclusal debe seguir la dirección de los prismas del esmalte y no debe existir bisel en oclusal. En cambio, los cajones vestibular o lingual de clase I compuesta o en los cajones proximales de Clases II, se debe realizar un bisel cóncavo de soporte que asegura la adaptación y correcta terminación del composite (Uribe Echevarría, 1990). Sin embargo, hay opiniones contradictorias respecto a este punto, que no recomiendan el uso de estos biseles cóncavos de soporte en ningún cajón, ya sea proximal, vestibular o lingual debido a las propiedades del material y la calidad de los prismas de esmalte en la zona cervical (Cataldo, 1993).

4.2.- Preparaciones cavitarias de extensión intermedia restauradas con resinas compuestas fotopolimerizables: Estas cavidades se caracterizan por que sus paredes de contorno deben ser divergentes hacia oclusal, lo que permite el retiro y el asentamiento de la resina de composite. La dirección de las paredes (10° a 12°), posibilita la eliminación del bisel adamantino. Los ángulos internos son redondeados y sin socavados por lo que las áreas dentinarias socavadas deben ser reconstituidas por el uso de sucedáneos dentinarios.

Estos sucedáneos dentinarios solamente se usarán cuando la extensión del socavado sea pequeña, en casos en que éstos sean de una gran extensión se procederá a disminuir el esmalte que esté sin sustento dentinario, disminuyendo así la amplitud del socavado (Cataldo, 1993).

Indicaciones: Cuando la amplitud cavitaria abarca $1/3$ de la distancia intercuspídea y existen topes de oclusión que recaen directamente sobre la restauración.

5.- Preparaciones cavitarias de extensión máxima: Lo primero en la preparación de estas cavidades, es el registro de los contactos oclusales. Ellas se caracterizan por que las paredes de contorno son divergentes a oclusal con una angulación aproximada de 10° , ángulos internos redondeados y sin la presencia de socavados. Las zonas del borde cavo periférico que se encuentran próximos a los vértices cuspídeos o expuestos a carga oclusales, deben ser protegidos por medio de un bisel cóncavo que logre llevar los márgenes cavitarios por fuera de las áreas de perpendicularidad superficial de los prismas del esmalte, de modo que la acción de la oclusión funcional recaigan sobre el material de restauración (en estos casos el espesor del material debe ser 0.8-1.5 mm. para así asegurar una adecuada resistencia (Uribe Echevarría, 1990).

Es importante destacar que muchos clínicos no recomiendan este tipo de restauraciones (Cataldo, 1993).

Indicaciones: Cuando la extensión de la lesión sobrepasa el $1/3$ de la distancia intercuspídea o cuando se han afectado reparos anatómicos de importancia.

TECNICAS DE RESTAURACION

La elección de la técnica de restauración más adecuada para cada caso clínico depende de:

- Extensión de la preparación cavitaria.
- Contactos de la oclusión
- Criterio clínico del profesional.

Las técnicas de restauración estéticas para el sector posterior las podemos clasificar en:

1.- Resinas compuestas fotopolimerizables de aplicación directa:

- 1.1.- Clase I cuya extensión vestibulo lingual no se encuentra expuesta a oclusión funcional.
- 1.2.- Clase I de extensión intermedias o extensas donde no existen áreas de contactos que incidan negativamente en la pérdida de sustancia.
- 1.3.- Clase V.
- 1.4.- Cavidades pasivas logradas por medio de tunelización.
- 1.5.- Cavidades Clase II de extensión mínima lograda por tunelización vertical (ausencia de fuerzas interoclusales en el reborde marginal, próximo a la incrustación).

2.- Incrustaciones de resina compuesta directas inmediatas.

- 2.1.- Preparaciones intermedias de Clase I, expuestas a oclusión funcional.

En el mercado encontramos:

-sistemas Brillant D.I. (Coltene)

3.- Incrustaciones de resinas compuestas termopolimerizadas a presión:

3.1.- Cavidades cuya extensión es máxima o extrema.

En el mercado se encuentran:

S.R. Isosit inlay-onlay (Vivadent).

4.- Incrustaciones de resinas indirectas inmediatas:

4.1.- Clase I que sobrepasan el límite del espacio morsal y están expuestas a la oclusión funcional.

4.2.- Clase II.

En el mercado se encuentran entre otros:

-Sistema EOS (Vivadent)

-APH Inlay sistemas (Caulk)

1.- Resinas compuestas Fotopolimerizables directas inmediatas: Este tipo de técnica se utiliza en aquellos casos donde la amplitud del contorno cavitario es mínimo, con una distancia intercuspídeas de 1/5 o 1/6, de modo que el material de restauración se encuentre dentro del espacio morsal interoclusal, libre de la acción directa de la oclusión funcional.

Técnica: Una vez eliminado todo tipo de tejido carioso, se procede a la protección dentino pulpar, si existe alguna zona de dentina expuesta.

El espesor de tejido adamantino a nivel oclusal hace innecesaria la realización de biseles, pero sí es importante respetar la dirección de los prismas del esmalte, de modo de lograr una unión esmalte resina libre de fracturas o desprendimientos.

Una vez efectuada la preparación cavitaria, se graba todo el esmalte con ácido fosfórico por 15 seg. (Uribe Echevarría, 1990), se lava y se seca. La resina fluida (diacrilato o dimetacrilato de uretano) se aplica de modo de cubrir toda la preparación cavitaria, la aplicación de un chorro de aire, asegura la formación de una película fina y uniforme de resina y la penetración del agente de enlace a las microporosidades de la cavidad, luego se polimeriza y se aplica la resina compuesta: A pesar de que la profundidad de estas cavidades no sobrepasa el 1.5 mm., se aconseja aplicar el composite con la técnica incremental. Se aplica el haz de luz sobre cada una de las paredes de contorno durante 60 seg. de modo de dirigir la contracción del material hacia las paredes y lograr una efectiva adaptación, luego se aplica la luz por oclusal por el mismo tiempo (Williams y Cunnigman, 1982) se pule y controla la oclusión.

2.- Incrustaciones directas de resinas compuestas fotopolimerizables inmediatas: Este tipo de incrustaciones es preconizada por Coltene, por medio de su sistema Brillant D.I. Direct-Inlay-System, que corresponde a un material híbrido.

Técnica:

- 1.- Preparación cavitaria
- 2.- Protección dentino pulpar
- 3.- Confección incrustación:
 - 3.1. Aplicación de una delgada capa de separador sobre todas las paredes de la cavidad. Esto tiene como finalidad evitar la unión de la resina a la cavidad.
 - 3.2. Aplicación de la resina en la cavidad, siguiendo las características anatómicas, morfológicas y estéticas.
 - 3.3. Polimerización con luz halógena por 40 segundos.

- 3.4. Retiro del block resinoso. Esta maniobra debe realizarse con bastante cuidado, ya que el material no está totalmente polimerizado y puede distorsionarse.
- 3.5. Polimerización final por luz y calor, para ello se introduce la incrustación en un horno especial Coltene D. I. 500 por 5 minutos.
- 3.6. Retiro de excesos - pulido final.
- 4.- Grabado ácido de los bordes del esmalte de la cavidad.
- 5.- Cementación, donde se utiliza un cemento resinoso Brillant D.I. Duo Bond.

3.- Incrustaciones de Resinas compuestas termopolimerizables a presión: Este tipo de incrustación es preconizada por Ivoclar, por medio de su sistema S.R. Isosit Inlay-onlay, que corresponde a un composite con un alto refuerzo de dimetacrilato de uretano, homogéneamente microparticulado e híbrido. Es un material de alta densidad, con resistencia a cargas masticatorias, con lo que se disminuye la abrasión, y se logra una excelente textura superficial.

Ventajas:

- 1.- Técnica relativamente sencilla de desarrollar en el laboratorio.
- 2.- Excelente estética.
- 3.- Adecuado sellado marginal (logrado con el cemento dual)
- 4.- Radiopaco.
- 5.- Adecuada reconstitución de la anatomía dentaria.
- 6.- Textura suave.
- 7.- En caso de fractura, desgaste o ruptura de biseles, puede ser fácilmente restaurado con heliomolar radiopaco fotopolimerizable.

Indicaciones

- 1.- Cavidades cuya extensión sobrepasa 1/2 de la distancia intercuspídea.
- 2.- Reconstitución de reparos anatómicos importantes, como una vertiente cuspídea, un vértice cuspídeo, etc.
- 3.- Para reforzar dientes tratados endodónticamente.
- 4.- Estética. Siempre que el paciente lo solicite (Cataldo, 1993).

Contraindicaciones

- 1.- Presencia de excesivas cargas oclusales debido al bruxismo.
- 2.- Preparaciones cavitarias subgingivales.
- 3.- Imposibilidad de lograr un campo operatorio con un aislamiento adecuado.
- 4.- Cavidades extensas si el paciente no lo solicita (Cataldo, 1993).

Técnica

- 1.- Preparación cavitaria.
- 2.- Protección dentino pulpar.
- 3.- Impresión de la cavidad, se utiliza silicona por adición u otro material que permita realizar vaciados.
- 4.- Confección de la incrustación: Esta etapa se realiza en el laboratorio y consiste en la preparación de dos modelos:
 - Modelo maestro, confeccionado con yeso extraduro.
 - Modelo duplicado, confeccionado con yeso de menor dureza y que es utilizado para la confección de la resina.

Una vez obtenido el modelo de trabajo, se tapiza con Fluid que permite obtener la polimerización del composite en contacto con el yeso.

Se coloca el material y se da la anatomía, morfología y estética adecuada. Luego, se aplica fluid en todo el contorno de la incrustación (Peutzledt y Asmussen, 1991).

El conjunto modelo incrustación, se lleva a un aparato hidroneumático (presurizado) Ivomat, donde se procede a la polimerización por 10 min. a 120 grados y 6 bar de presión.

Se controla la oclusión en el modelo maestro, que se encuentra montado en el articulador y se pule.

En las áreas internas de la incrustación se crean microporosidades, por la proyección del óxido de aluminio, de 50 micrometros a una presión de 2 bar. Se sumerge la resina en una solución de ácido fosfórico al 37% por 30 seg., se seca con aire filtrado para su limpieza final.

5.- Instalación: Se elimina el provisorio de la cavidad. Se graba con ácido fosfórico al 3% por 15 seg. todo el esmalte. Se lava y se seca.

6.- Cementación: Se utiliza cemento dual fotopolimerizado por 40 seg. por cada una de las paredes de la incrustación.

7.- Control de la oclusión.

8.- Pulido final.

4.- Incrustaciones de resinas indirectas inmediatas: Existen entre otros, el sistema EOS de la Vivadent y el sistema APH Inlay-System de la Caulk.

4.A.- Sistema EOS: El EOS es un sistema para restauraciones indirectas de composite, realizada en una sesión y fabricada por la Vivadent. Pertenecce al grupo de los sistemas resinosos de micropartículas homogéneamente distribuidos.

Es indicada en cavidades Clase II (no excesivamente amplias) y en cavidades Clase V. Se contraindica en aquellos casos donde hay que restaurar cúspides debilitadas o en cavidades de extensión extrema (Vivadent, 1990).

Técnica.

1.- Preparación de la cavidad.

2.- Protección dentino pulpar.

3.- Impresión: Se utiliza una silicona de alta viscosidad, de color rosado (redhaaphase-P) y cubetas preformadas (EOS Quadrant-Tray), lo que facilita la toma de impresión y evita las posibles deformaciones.

4.- Obtención del modelo de trabajo: Para esta etapa se utiliza un vinilsilano de alta densidad, consistencia rígida y fraguado rápido (Bluephase-P) que es aplicada con un aparato a presión sobre la impresión. Cuando el vaciado no se realiza inmediatamente, se debe aplicar sobre la impresión un medio de separación (Nobond).

5.- Preparación del modelo: Una vez extraído el modelo de la impresión, se recorta con un bisturí a nivel proximal, de modo de lograr un acceso adecuado a la zona gingival de las preparaciones Clase II. El corte puede ser total o parcial, logrando siempre una relación de contacto adecuada en la incrustación.

6.- Elaboración de la incrustación: Se debe aplicar sobre el modelo dentin protector, de modo de facilitar el modelado de los bordes del Inlay.

La resina compuesta es aplicada, condensada y adaptada a la preparación cavitaria se reconstruye adecuadamente la anatomía y la morfología, se polimeriza el material por 40 seg. por oclusal y por igual tiempo por proximal y por la parte interna. Se realiza el pulido final.

7.- Instalación: Prueba de la incrustación en boca, aislamiento del campo operatorio con goma dique, limpieza de las zonas internas con gel de grabado durante 15 seg., limpieza de la cavidad con hipoclorito sódico al 3%, protección de la dentina expuesta con dentin protector (no debe contaminar esmalte), grabado ácido, aplicación del cemento dual.

Los excesos se retiran previo a la polimerización. Se polimeriza por 40 segundos, en las áreas proximales se puede ayudar con cuñas transparentes. En las áreas profundas de la cavidad, donde la luz no actúa, el dual autopolimeriza después de 6 a 8 min.

8.- Control de la oclusión.

9.- Pulido

10.- Fluoración del borde de esmalte.

4.B.- SISTEMA INLAY PRISMA APH

El sistema Inlay APH, ha sido diseñado para la fabricación de Inlay de Composite, producido en el modelo en la clínica dental. El prisma APH es un composite híbrido de partícula pequeña. El set se divide en tres módulos:

- 1.- **Módulo del modelo:** es utilizado para la producción de modelos de silicona dura.
- 2.- **Módulo de inlay:** Contiene el material del Inlay prisma APH y los accesorios especiales para la fabricación del Inlay en la clínica.
- 3.- **Módulo de cementación:** Contiene los materiales que el dentista necesita para la cementación de los Inlays de composite.

INDICACIONES DEL PRISMA APH, PARA RESTAURACIONES POSTERIORES

- A.- Clase I de molares.
- B.- Clase II de 2 superficies de molares y premolares.
- C.- Clase II de 3 superficies de premolares y molares.

1. MODULO DEL MODELO.

El módulo del modelo, nos permite obtener la transferencia desde la impresión a un modelo de fraguado duro de silicona por adición. Este módulo se compone de:

- A.- **Modelo de silicona:** Silicona de baja viscosidad, que le permite fluir libremente en todos los detalles de la impresión.
- B.- **Separador:** Permite la fácil separación del modelo de silicona, del elastómero de la impresión.
- C.- **Espaciador:** Se aplica en el modelo de silicona, de modo de compensar la contracción del material del Inlay. Es también útil para aislar en modelo de yeso, para remover fácilmente el Inlay.

CARACTERISTICAS DISTINTIVAS

- Baja consistencia
- Fraguado rápido
- Dureza

Como se muestra en la figura 1 la consistencia de la silicona del modelo, una vez mezclada, es de flujo libre cuando es extruida, lo que le facilita un fácil acceso a los mínimos detalles de la impresión.

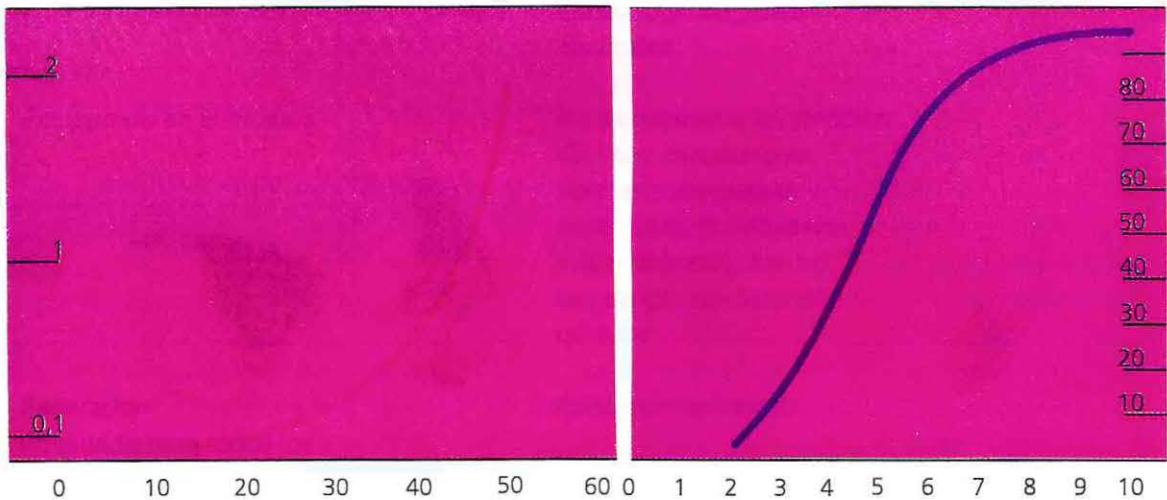
También se ilustra en la figura 1 la alta velocidad de fraguado a temperatura ambiental expresada como viscosidad y como dureza superficial.

	Otra Silicona	Silicona De Trey	Ideal
Consistencias de pastas	Pesada	Liviana	Liviana
Dureza superficial	70	90	90-100
Elasticidad (ADA %)	1,7	0,5	0
Cambio dimensional (ADA %)	-0,30	-0,05	0

TABLA I: Propiedades físicas importantes del módulo de silicona.

Viscosidad
(consistencia mm. WT ADA, liviano)

Dureza Superficial



Segundos 23° C

Minutos 23° C

Figura 1: Tiempo de fraguado del modelo de silicona.

Consistencia de las pastas mezcladas (WT ADA) y dureza superficial en función del tiempo.

CARACTERISTICAS

Modelo de Silicona
Silicona x adición

Consistencia de libre
fluido

Sistema de cartucho
predosificado

Fraguado rápido (10 min.)
sin contracción

Modelo de fraguado duro

Corte limpio para claro
ensamblaje

Postcurado en el modelo

Separador
Adecuado para todos los
materiales de impresión
elastoméricos.

Espaciador (Spacer)

Es fácilmente aplicada al
modelo de silicona (puede
ser usado también en
modelos de yeso).

BENEFICIOS

Exactitud a largo plazo,
seguro toxicológicamente.

Fluye dentro de los pequeños
detalles de la impresión.

No se mezcla con la mano,
limpio, exacto, rápido.

Rápido no requiere equipos
adicionales costosos, alta
exactitud dimensional.

Permite adecuada
construcción del Inlay.

No hay polvillo (como en el
yeso), conveniente
construcción del Inlay en
diente aislado, fácil
acceso a áreas marginal de
contacto y márgenes
cervicales.

No es necesario la remoción
del Inlay parcialmente
polimerizado para el
postcurado (como en los
Inlays directos). Así, no
hay peligro de distorsión
del Inlay.

Aplicación universal.

Se une químicamente al
modelo de silicona.

Compensa la contracción del
material del Inlay, elimina
los socavados en el modelo,
en el yeso: Pulido de
superficie libre de poros.

2.- MODULO DEL INLAY

Este módulo contiene un composite moderno (en la técnica de relleno directo), bien establecido e items accesorios para la fabricación de Inlays indirectos del color del diente, tanto en la clínica como en el laboratorio dental.

El prisma APH es un composite de fotocurado, híbrido de partícula pequeña, el cual es ofrecido en un sistema de cápsulas predosificadas.

El postcurado de los Inlays de prisma APH exhiben resistencia a la abrasión, como la del esmalte y son adecuadas para grandes áreas que soportan stress.

La resina líquida humedece los instrumentos y así facilita la manipulación del composite no curado. El líquido de resina es curado por luz y proporciona una superficie vidriosa brillante, cuando es aplicada como una capa en el Inlays postcurado, con bloqueador de aire en la superficie de él.

El bloqueador de aire, es un gel para la prevención de una capa inhibida de oxígeno, permite el completo curado del composite, incluyendo la capa superficial.

Características distintivas

- Postcurado
- Resistencia al desgaste.

POLIMERIZACION DEL COMPOSITE A TEMPERATURA ORAL

Es bien conocido, que las propiedades mecánicas y particularmente la resistencia del composite fotocurado, continúa mejorando después que se apaga la luz, a temperatura oral o ambiental por sobre una semana y aún más, dependiendo de la composición del material.

Desafortunadamente el aumento de la resistencia después de la irradiación, también está acompañado de una contracción de polimerización adicional en el tiempo como se ve en la figura 2.

Cuando los composites son puestos en grandes cavidades, el stress se puede desarrollar a lo largo de la interfase diente-restauración, y producto de este fenómeno puede resultar una temprana destrucción de la unión entre el composite y las paredes cavitarias. Por lo tanto, en grandes cavidades donde el relleno resultante representa una gran porción del diente a restaurar, esta técnica de relleno directo está contraindicada; a no ser que los inlays de composite sean tratados más ampliamente, pueden también continuar la contracción aún después de la cementación. Después de 10 a 30 minutos (máximo tiempo necesario para la construcción del inlay), sólo el 70% del total de la contracción ha ocurrido, como se ve en la figura 2. El restante 30% ocurre después de la cementación y, en una gran cavidad de 7-10mm de Inlay; puede llevar a hendiduras de 20 micrones o más.

Aspectos generales del Postcurado: Es conocido de extensos estudios que hay una correlación directa entre las propiedades físicas (por ejemplo: resistencia) del composite polimerizado y el grado de conversión de los sitios reactivos del monómero.

Normalmente a temperatura oral, el grado de conversión alcanza un nivel de no más de 50-70%, a pesar de que la polimerización es inducida foto o químicamente.

Sin embargo, el propósito es elevar el grado de conversión más allá del mencionado, mediante la aplicación de energía extra tal como calor, luz adicional o la combinación de ambos.

La exposición más amplia del material de composite fotocurado a energía adicional, es llamado el postcurado de un material basado en resina. Obviamente, dicho postcurado puede ser apli-

Fraguado en condiciones orales

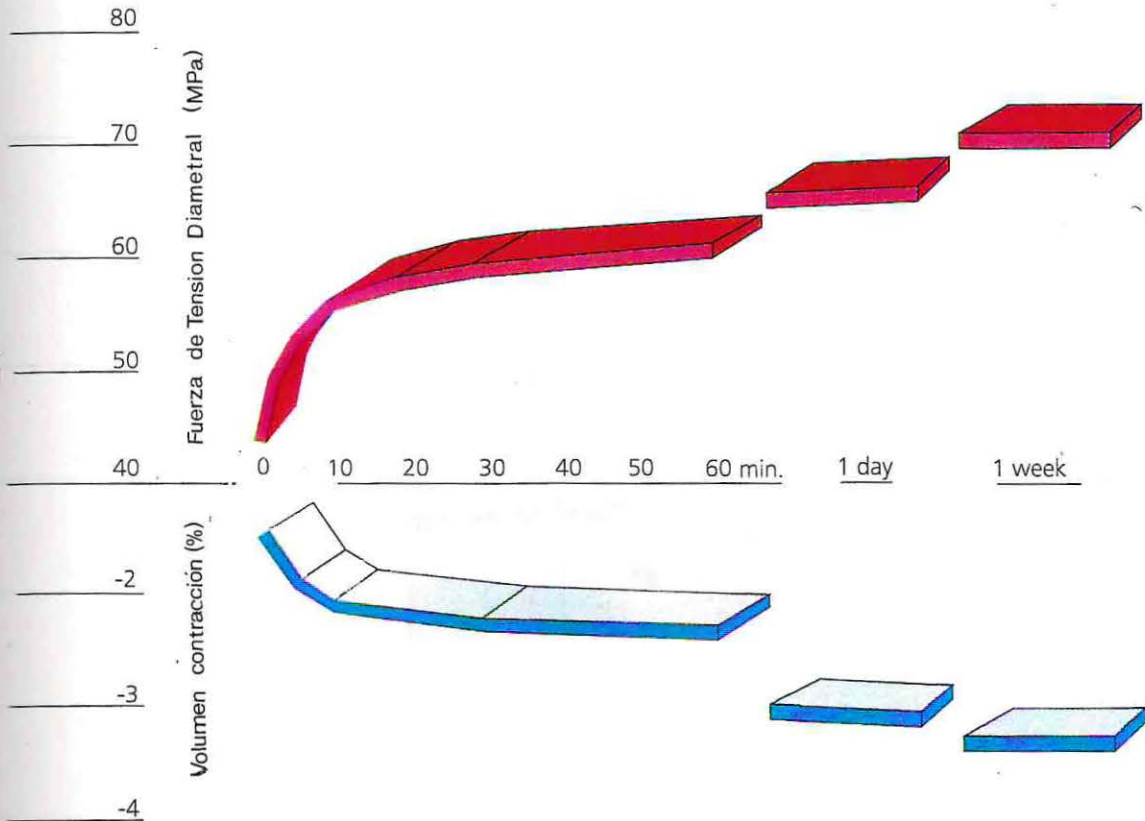


Figura 2: Cambio en la fuerza de tensión diametral (MPa) y volumen de contracción (%) después de terminada la fotopolimerización. Estas curvas son representativas para todos los composites de acrilato.

Postcurado del Prisma APH en agua hirviendo

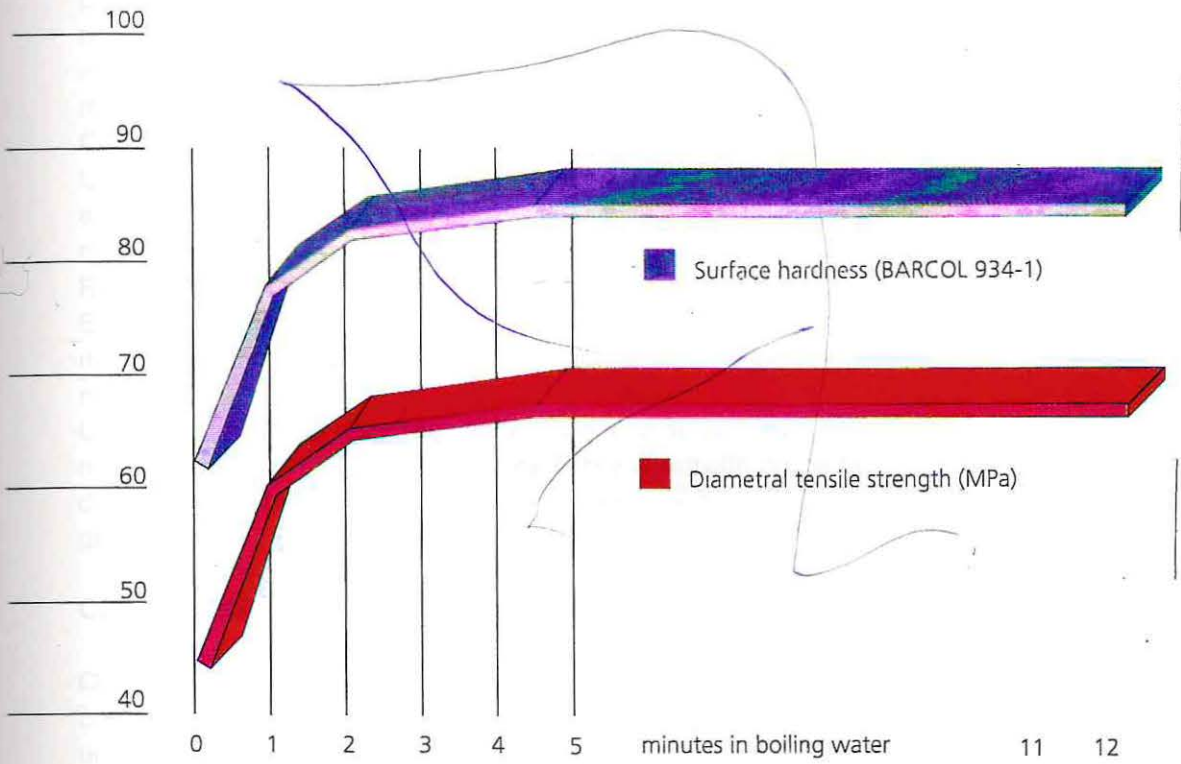


Figura 3: Fuerza de tensión diametral (MPa) y dureza superficial en función del tiempo

cado extraoralmente. Los recursos de postcurado especialmente diseñados se encuentran en el comercio.

Postcurado del prisma APH

El efecto de los diferentes procedimientos de postcurado en la resistencia del prisma APH, monitoreado como resistencia de tensión diametral (MPa) es mostrado en la tabla II.

Como es visto en la tabla, la resistencia de tensión diametral del prisma APH, postcurado por cualquiera de los métodos listados, aumenta cerca del 50% -65 a 70 MPa- más aún, los valores en el fondo de la tabla, indican que el calor sólo a nivel del agua hirviendo, es suficiente para optimizar las propiedades físicas del prisma APH. Estos descubrimientos de la investigación de De Trey, están de acuerdo con los resultados de numerosas publicaciones.

La información detallada sobre el postcurado de prisma APH en agua hirviendo, está representado en la figura 3. Puede ser observado, que el aumento de la resistencia de tensión diametral alcanza un máximo después de sólo unos pocos minutos (cerca de 5 minutos) y, se evita además un ablandamiento de la superficie del prisma APH.

Conclusiones sobre el postcurado

La comparación de las curvas para la resistencia diametral a la tensión (MPa) en las figuras 2 y 3 aclara que el post-curado primariamente acelera la obtención de las propiedades finales de un material de composite, de días/semanas a minutos.

Resistencia al desgaste in vitro de los inlays de Prisma APH postcurado

En un test especial de desgaste a la masticación, abrasión por cepillado, stress químico y térmico fueron medidos como la suma de abrasiones de la sustancia del test y el esmalte antagonista.

Los resultados están resumidos en la figura 4, observe los patrones de desgaste muy cercanamente relacionados del inlay de prisma APH y el esmalte proyectado sobre un lapso de tiempo de 5 años, también se puede observar el desempeño del Inlay APH comparado con la amalgama.

CARACTERISTICAS

Composite altamente relleno con partículas pequeñas, en un rango de tonos.

Excelente en técnica de relleno directo y técnica del Inlay

Cartuchos predosificados

Es mejorado por el postcurado

También puede ser postcurado en un Triad II 2000, D.I. 500, Translux E.C., Dentacolor XSY horno de calor seco.

BENEFICIOS

Fuerte y durable, buen pulido estética natural.

universalmente aplicable.

Ubicación en diente conveniente

No hay costo adicional por equipamiento.

El equipamiento existente puede ser usado.

Métodos de postcurado	Fuerza de tensión diametral	aumento
40" irradiación	44,7 MPa	0%
7 min. TRIAD II	66,1 MPa	48%
7 min. DI 500	67,5 MPa	51%
7 min. Translux	67,0 MPa	50%
7 min. 100°C horno	66,6 MPa	49%
7 min. 120°C horno	68,2 MPa	53%
7 min. 140°C horno	69,3 MPa	55%
2 min. 100°C agua	66,4 MPa	49%
5 min. 100°C agua	68,0 MPa	52%
10 min. 100°C agua	68,2 MPa	53%

Tabla II: Diferentes métodos de postcurado después de 40 segundos de irradiación.

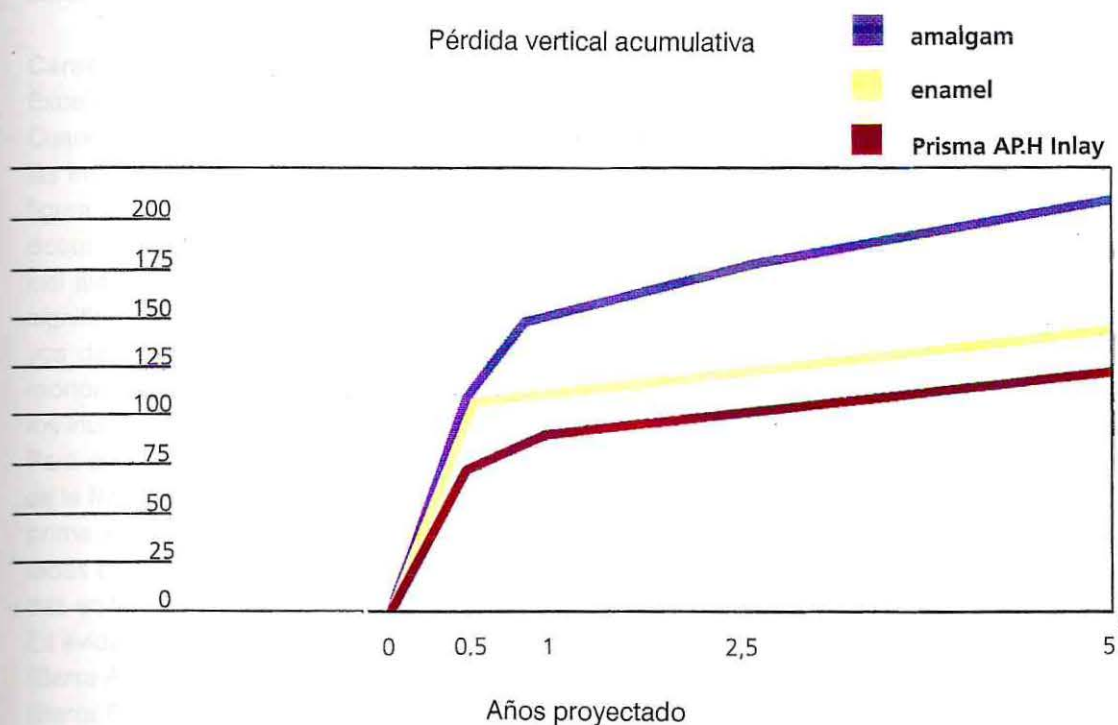


Figura 4: Pérdida vertical acumulativa como resultado de los diferentes mecanismos de desgaste.

3.- MODULO DE CEMENTACION

Los componentes del módulo de cementación representan una combinación ideal de materiales para la cementación de Inlays de composite y cerámicos al diente preparado. Todas las partes están bien establecidas como componentes individuales y todas han probado su confiabilidad en la clínica dental.

Prisma universal Bond 3: Es un adhesivo dental único de dos partes, diseñado para unir el composite a la estructura del diente. Desarrolla una alta fuerza de unión y acción antimicrobiana, sellado de túbulos y reduce la microinfiltración.

Primer: penetra y estabiliza el barro dentinario además prepara la superficie de la dentina para el contacto íntimo con el adhesivo.

Adhesivo fotopolimerizable: compuesto por acrilatos fosforilados y glutaraldehido, el primero es útil para el calcio del esmalte o dentina, y el segundo para las proteínas de colágeno de la dentina.

Composite de cementación dicor MGC: Representa un composite híbrido dual y altamente relleno, de partícula pequeña exhibiendo un set de comando, es activado cuando es irradiado con luz visible mientras endurece a través de iniciación química en las áreas inaccesibles a la luz.

Grabador De Trey: Es un gel de ácido fosfórico en jeringas para grabado exacto del esmalte para retención micromecánica.

Bloqueador de aire: Es un gel para la prevención de la capa inhibida por oxígeno. Permite el curado completo del material de composite, incluyendo la capa superficial.

Características distintivas:

Excelentes propiedades de componentes bien establecidos.

Cuando los componentes individuales del módulo de cementación son aplicados de acuerdo a las instrucciones, la restauración completa posee dos interfases distintas, como se ilustra en la figura 5. Mientras la interfase I, entre el cemento/composite y tejido dentario, está extensamente documentada en la literatura en la terapia de relleno directo. La interfase II demanda una especial atención por las siguientes razones: El postcurado de un Inlay de composite posiblemente signifique una disminución exhaustiva de los sitios reactivos del monómero. Dichos sitios reactivos del monómero son absolutamente necesarios para unir el Inlay a los sitios reactivos del monómero del cemento. De esta manera resulta una interfase II inferior, hecho bien conocido en los inlay de composite curados con calor/presión.

Para clarificar este punto, la investigación en De Trey fue dirigida a estudiar el comportamiento de la Interfase II en el sistema Inlay Prisma APH. Para este propósito la superficie de los Inlays de prima APH postcurado fue sujeta en primer lugar a diferentes tratamientos, después de cementadas con composite de cementación Dicor MGC. Las fuerzas de unión resultante son presentadas en la figura 6.

Es evidente que en ella:

(Barra A) Superficie áspera del Inlay prima APH postcurado (para retención micromecánica).

(Barra B) Superficie áspera del Inlay prima APH postcurado y aplicación de una capa de adhesivo prisma universal Bond 3.

(Barra C) Irradiación y postcurado del Inlay de prima APH contra el modelo de silicona.

(Barra D) Polimerización optimizada en la superficie interna del Inlay prisma APH postcurado a través de la exclusión de oxígeno (barrido de oxígeno con una hoja de poliéster).

Resulta en altos valores de fuerza de corte para la Interfase II. Sin embargo, estos valores son todos significativamente más altos que aquellos dados en la literatura para la interfase (barras horizontales).

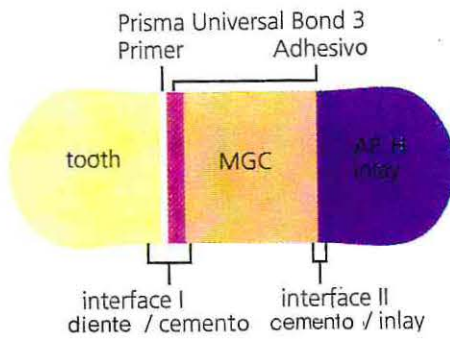


Figura 5: Interfase I y II que son creadas durante la cementación del inlay.

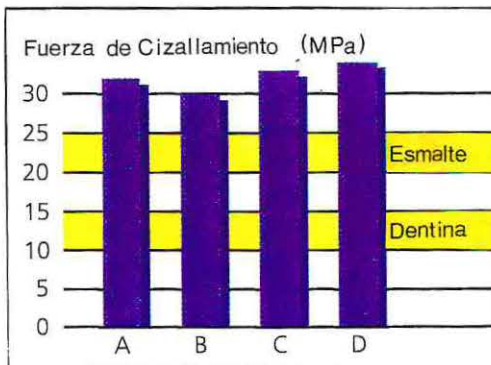


Figura 6: Fuerza de cizallamiento (MPa) entre el cemento dual de composite Dicor y el Inlay Prisma APH postcurado con diferentes tratamientos de superficie

Análisis microscópico electrónico de barrido in vitro de la integridad marginal

Prisma Universal Bond 3

Composite de Cementación Dicor MGC

Inlay de prisma APH postcurado

Simultáneamente a la investigación de la resistencia al desgaste in vitro, (ver módulo del Inlay), se realizó un análisis de los márgenes. Para determinar la integridad marginal de los márgenes completos de las restauraciones MOD, éstas fueron grabadas a través de exposiciones consecutivas en un microscopio electrónico de barrido (SEM) a una magnificación de 200 X (figura 7). Los resultados están resumidos en la figura 8 y claramente muestran que después de un lapso de tiempo proyectado de cinco años la pérdida en margen perfecto es extremadamente pequeño, con la excepción de los cajones proximales teniendo un margen cervical en la dentina (Interfase I, diente/cemento).

CARACTERISTICAS

PRISMA UNIVERSAL BOND 3

Unión a tejido dentario orgánico e inorgánico.

Contiene glutaraldehído

Sella los túbulos

COMPOSITE DE CEMENTACION DICOR MGC

Composite híbrido altamente relleno con partícula pequeña

Fluye bajo presión

Viscosidad alta

Radiopaco

Curado dual

BENEFICIOS

Unión a largo plazo, alta retención, resistencia a la microinfiltración.

Antiséptico

Reduce la sensibilidad postoperatoria

Resistente a la abrasión, alta resistencia

Fácil ubicación

Remoción limpia del exceso de material

Detección fácil del exceso de material

Set de comando, curado homogéneo

CLINICA Y LABORATORIO

Se entregará información útil e indicaciones en la aplicación práctica del sistema de Inlay prisma APH en la operatoria dental y en el laboratorio.

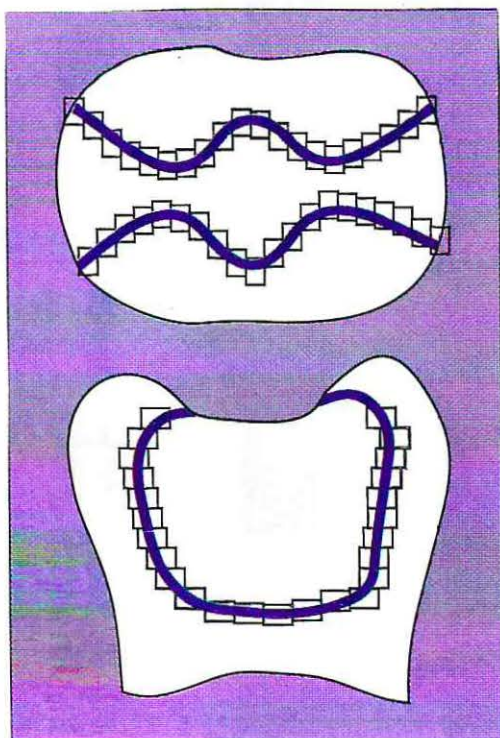


Figura 7: Esquema del barrido completo del margen de la restauración MOD, con un cajón completamente en esmalte y el otro con el margen cervical en dentina

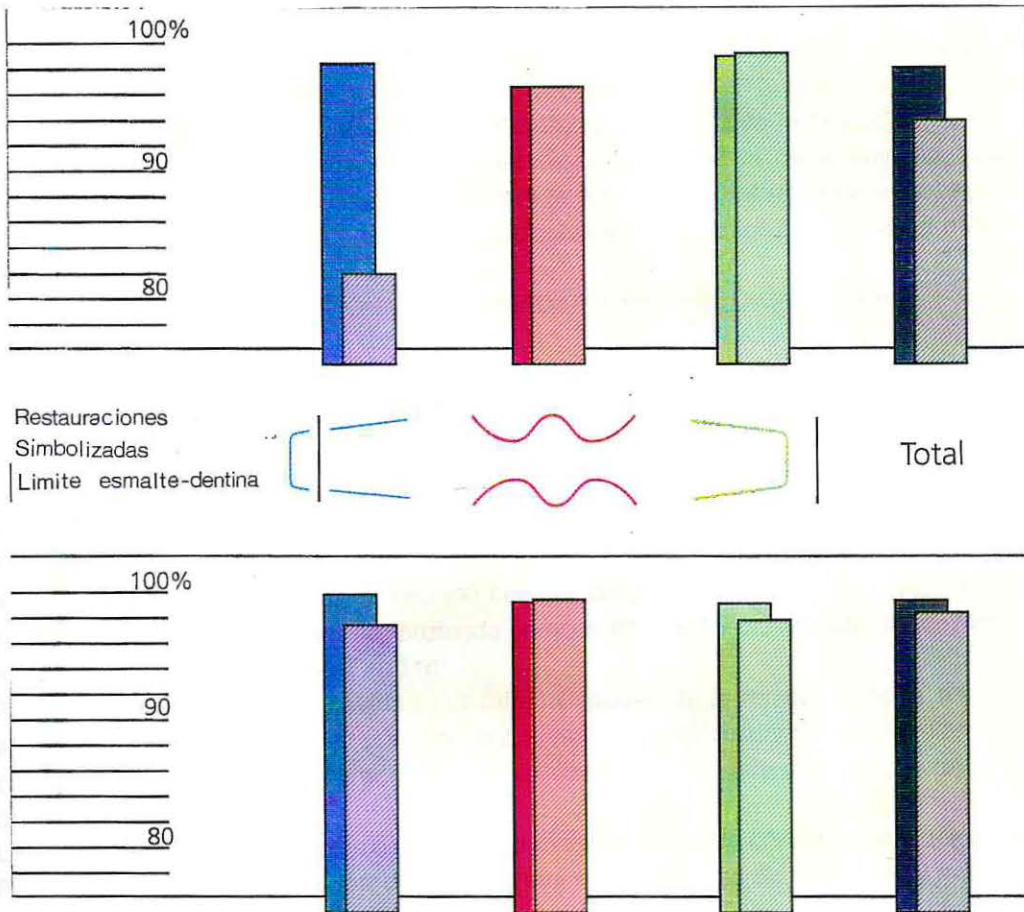


Figura 8: Porcentaje de margen perfecto proyectado de 0 a 5 años (barra izquierda/derecha). El gráfico superior muestra el comportamiento de la interfase I y el inferior de la interfase II

INDICACIONES:

Los Inlays de prisma APH estarán indicados en el sector posterior para el tratamiento de cavidades grandes de múltiples superficies sólo si prioritariamente son dadas consideraciones cosméticas.

Los Inlays de prisma APH restauran la fortaleza dentaria original del diente (según el fabricante) que de otra manera produciría un riesgo de fractura, ellos proveen una alternativa a la reducción de cúspides y terapia de Onlay (figura 9).

Los Inlays de prisma APH también se presentan como una alternativa en el tratamiento de pacientes que presenten hipersensibilidad a la amalgama.

Los Inlays de prisma APH no están recomendados si el control de la humedad no está garantizado durante la fase de cementación, ni en caso de márgenes de la cavidad subgingivales cuando estos márgenes son inaccesibles para la higiene oral satisfactoria e inspección dental. Tampoco son recomendados en casos de pacientes alérgicos a los derivados del metilacrílico.

PREPARACION DE LA CAVIDAD Y PROTECCION PULPAR

Principios: La preparación cavitaria deberá ser con paredes ligeramente divergentes y dirigida principalmente a preservar el tejido calcificado. Si se presentan socavados después de la eliminación de la lesión cariosa y/o la remoción de una restauración de amalgama existente, es conveniente reconstruir la cavidad con cemento de vidrio ionómero (baseline) y después preparar la cavidad en la forma ideal (fig. 10). Las superficies internas deben tener ángulos redondeados. El ángulo existente entre la superficie del Inlay y la pared cavitaria debería ser lo más cercano a un ángulo recto (Fig. 11a y 11b). El escalón cervical también debería ser neto y no biselado (Fig. 11c). La preparación debe ser tan profunda como el Inlay anterior, con un grosor mínimo de 1.5 mm. en la parte más delgada (Fig. 11d).

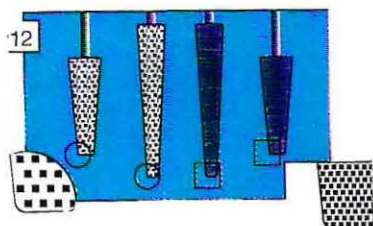
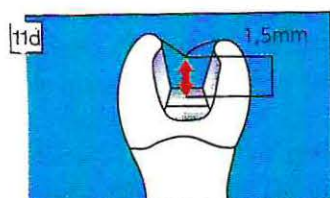
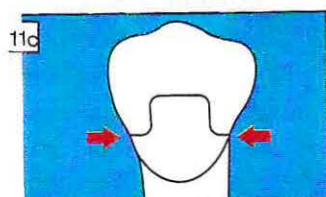
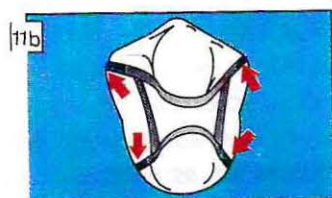
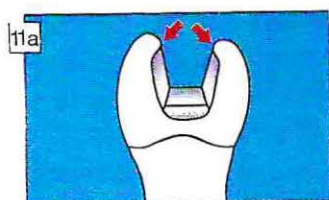
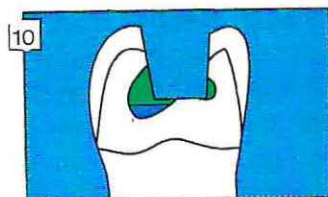
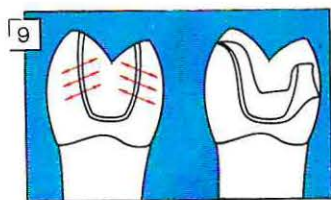
Preparación gruesa de la cavidad del Inlay: Después de la remoción de la restauración de amalgama o de la lesión abierta, se prepara el cajón oclusal con una fresa de diamante tronco-cónica pequeña. Los instrumentos deberán exhibir sólo una ligera conicidad y de canto redondeado. (Fig. 12).

Luego se preparará el cajón proximal con una fresa de diamante cónica larga y delgada.

Protección pulpar y aplicación de la base: Las zonas aisladas de la dentina y más cercanas a la pulpa serán recubiertas con una capa de hidróxido de calcio autopolimerizable (Dycal). Después se reconstruirá con cemento ionómero vítreo sobre las lesiones profundas y todos los socavados (Fig. 10). El cemento debe fraguar completamente antes de continuar con la preparación cavitaria.

Preparación fina: Se preparará la cavidad con fresa de diamante tronco-cónicas de punta redondeada al igual que en la preparación gruesa, pero de grano más fino y se terminarán los márgenes. Habrá que asegurarse que el material de base sea removido completamente de los márgenes cavitarios y que éstos sean suaves.

Toma de impresión: Todos los materiales y técnicas de impresión con elastómeros son adecuadas para la toma de la impresión. La técnica de doble mezcla (impresión con jeringa de dos fases) ha probado ser particularmente efectiva en las impresiones de preparaciones de Inlays. Como material de impresión se recomienda el uso de Reprosil HF liviana, una silicona por adición con propiedades hidrofílicas, Reprosil HF pesada una masilla fácil de manejar.



Figuras 9, 10, 11a, 11b, 11c, 11d y 12: Fase clínica, preparación cavitaria y protección pulpar.

Aplicación del módulo del modelo (Fig. 13)

Preparación de la impresión: La impresión deberá estar limpia y seca. Se removerán los excesos (los cuales podrían dificultar la remoción de la impresión) con un cuchillo afilado (1.1). Las partes mesiales y distales de la impresión que no sean necesarias en el modelo podrán ser impresionadas con el material de impresión como masilla. (1.2).

Aislado de la impresión: Se dejará caer una pequeña cantidad de separador dentro de la impresión y se extenderá con un pincel (2.1), se aplicará separador delgadamente, pero cubriendo todas las áreas de la impresión, las cuales entrarán en contacto con la silicona de vaciado. Adicionalmente se aplicará un golpe de aire suave para la dispersión completa del separador. (2.2).

Vaciado de la impresión: Se insertará un cartucho de silicona de vaciado en la pistola para silicona (3.1) y se chequeará si trabaja apropiadamente con la presión hasta que el contenido de ambos cartuchos sean extraídos en forma uniforme. Los cartuchos que han sido almacenados por largo tiempo, pueden estar bloqueados en el orificio por material endurecido. Se puede remover esto con un instrumento adecuado.

Luego se montará la punta aplicadora sobre la punta de mezcla (3.2). Para facilitar la salida de la silicona de vaciado es recomendable cortar ligeramente la punta del aplicador con tijeras. Se ubicará la punta de mezcla montada con la punta aplicadora en el cartucho. Se insertará la punta de aplicación dentro de la preparación en el punto más profundo de la impresión y se llenará la impresión uniformemente con la silicona de vaciado sin mover la punta. Luego se llenará el diente adyacente de la misma forma (4). Se remueve la punta aplicadora con un movimiento rápido. Después se llenará la impresión y se construirá la base del modelo. Y se esperará el endurecimiento por 10 minutos (5).

Remoción del modelo de la impresión y limpieza: Se empujará el modelo lateralmente de la impresión y cuidadosamente se levantará con un instrumento.

Habrá que limpiar el separado residual completamente del modelo con una solución de jabón y un cepillo dental suave (6). Después enjuagar bajo agua y secar con aire comprimido.

Acceso a superficies proximales: Habrá que cortar en el interior de la superficie proximal del modelo con un bisturí afilado y después quebrar las partes proximales del modelo. La combinación de cortes y superficies quebradas permitirá un buen reposicionamiento. (7). Habrá que aclarar los márgenes gingivales con un bisturí.

Aplicación del espaciador: Se mezclará la base y el catalizador del espaciador en cantidades iguales con una pequeña espátula por un máximo de 5 segundos y se aplicará rápidamente a las paredes cavitarias con un pincel. Habrá que cubrir el piso de la cavidad y las paredes axiales de los cajones proximales con excepción del hombro gingival (8.1). El espaciador comienza a espesarse después de cerca de un minuto, puede ser aplicado con un instrumento de cabeza redonda pequeña para bloquear pequeños socavados y rellenar (8.2). El tiempo de endurecimiento desde el comienzo de la mezcla a temperatura ambiental es de 4 minutos.

Aplicación del módulo del Inlay (Fig. 14)

Preparación del modelo

1. Troquel del modelo de silicona: La preparación del troquel de silicona está descrita en las páginas previas de este seminario.
2. Troquel de yeso: Se recomienda el yeso extraduro. Se deberá marcar los márgenes de la preparación con lápiz rojo de 0.5mm y bloquear los socavados con espaciador. Se aislará la super-

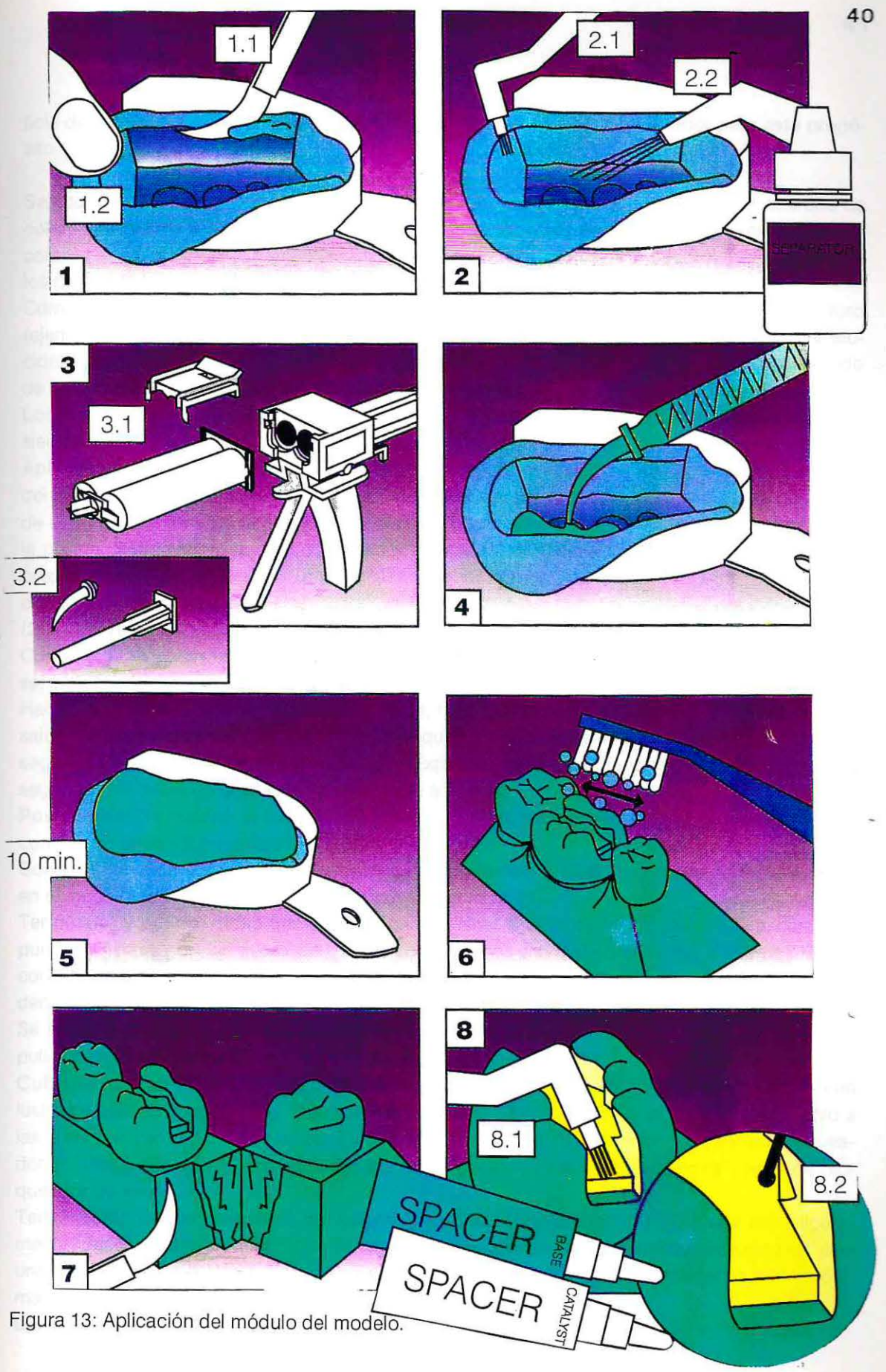


Figura 13: Aplicación del módulo del modelo.

ficie del yeso del composite usando aislador, bloqueador de aire o espaciador para este propósito.

Selección del color: La selección del color puede ser hecha directamente con el muestrario de colores de prisma o alternativamente, el color puede ser seleccionado con el Bodent o guía de color Vita. Así el color de composite apropiado es seleccionado por el odontólogo al comparar los catálogos.

Como una regla es usado un color más intenso en proximal que en oclusal, un composite duro (ejemplo: DY) puede ser usado como una base en la zona de los puntos y las fisuras. La translucidez del esmalte natural puede ser simulada a través del uso de un material menos pigmentado de color L en el área de las cúspides y rodetes marginales.

Los tintes y opacantes están disponibles como accesorios. Estos materiales deberían estar siempre cubiertos por una capa de composite prisma APH.

Aplicación de prisma APH: Luego de elegir el cartucho apropiado a través de la comparación del color en la guía de color a la capa vinílica coloreada del cartucho. Inserte el cartucho dentro de la muesca abierta de la pistola de cartuchos. El cartucho puede ser cambiado libremente en la pistola. Se removerá la tapa coloreada y se aplicará el material del Inlay al modelo con una presión firme (1) adáptelo con una espátula o condensador. Habrá que cubrir los instrumentos con una delgada capa de resina líquida para prevenir la adhesión del material del Inlay a ellos. (2).

Con una iluminación normal del lugar de trabajo el tiempo máximo de procesado del material sensible a la luz es de aproximadamente 5 minutos.

Habrá que construir el inlay incrementalmente, modelar las partes proximales y las partes oclusales profundas del Inlay primero. Exponer pequeñas porciones a la luz de curado por sobre 10 segundos para simplificar el procesado (3). Exponer partes más grandes de composite por 40 segundos (4) antes de la adición de composite adicional.

Postcurado: Se cubrirá el Inlay terminado con el bloqueador de aire exponiendo a la luz de curado por otros 40 segundos sin remover del troquel.

Con el fin de optimizar las propiedades mecánicas y físicas, el Inlay es postcurado mateniéndolo en el modelo con uno de los métodos listados en la tabla. (5).

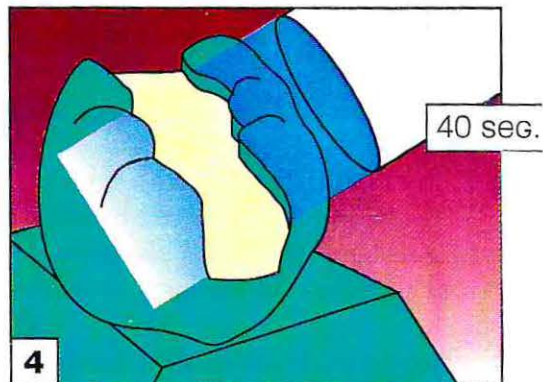
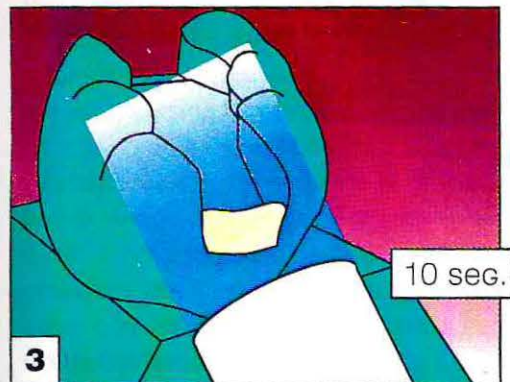
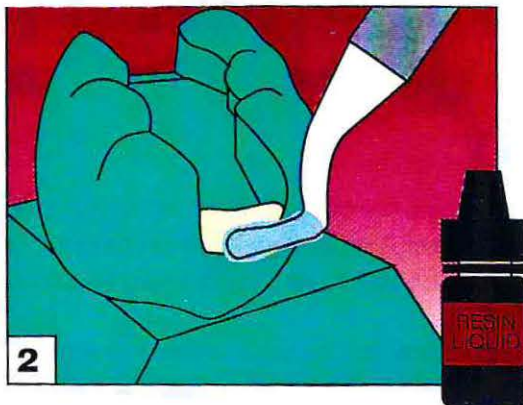
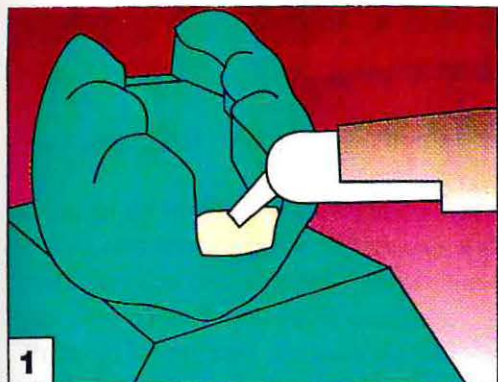
Terminado y pulido: Habrá que enjuagar para eliminar el bloqueador de aire. Se terminarán los puntos y fisuras con las fresas de terminación comunes en operatoria dental. Tratar las fisuras con un disco de fieltro o copa de goma con pasta de pulido de composite (prisma gloss, De Trey denstply).

Se aplicará un gran lustre de superficie con una rueda de fieltro o copa de goma con pasta de pulido extrafina (Prisma Gloss extra fino, De Trey Dentsply)

Cubierta de lustre: Una cubierta de lustre de líquido de resina puede ser polimerizada como un lustre de pulido suplementario. Para esto se aplicará el líquido de resina en capa delgada (sólo a las superficies externas) se expondrá a la luz de curado por 10 segundos, se aplicará bloqueador de aire, y nuevamente se expondrá a la luz de curado por otros 10 segundos y lavar de bloqueador de aire.

Terminación de los márgenes del Inlay y las superficies de ajuste: Habrá que dejar ligeramente rugosas todas las superficies internas del Inlay, con la excepción del hombro gingival, con una fresa de terminación fina (6). Remover los excesos de material de los márgenes con un diamante de terminación (7).

Limpieza: Limpiar con una solución de jabón en un baño ultrasónico o con Spray aire/agua.



	
Triad II Triad 2000 Dentsply	7'00''
Translux EC Caja de luz Kulzer	7'00''
Dentacolor XS Kulzer	6'00''
D.I. 500 Coltène	1 cycle
Baño de Agua 100 °C	5'00''
Dry oven 120 °C	10'00''

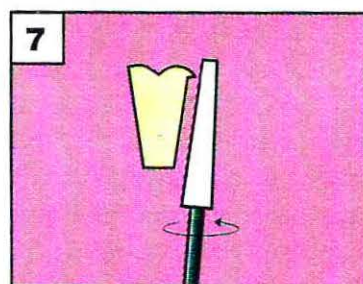
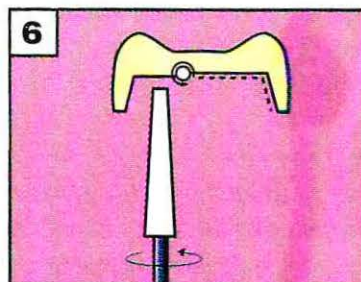


Figura 14: Aplicación del módulo del inlay.

Aplicación del módulo de cementación (Fig. 15)

Control de humedad: Se logra colocando un dique de goma, incluyendo los dientes vecinos. Habrá que lavar la goma y cualquier resto de cemento temporal de la superficie del diente preparado con una pasta de limpieza no fluorada (Zircate) o una unidad de pulido de aire de Propilet, por último habrá que secar la cavidad.

Prueba: Se probará el ajuste del Inlay bajo presión moderada. Usar un material de impresión de consistencia fluida como una pasta de prueba. Si es necesario se podrá realizar un pulido selectivo de la superficie interna. Pruebe los contactos proximales y ajuste si es necesario.

Preparación del Inlay: Habrá que limpiar las superficies de ajuste de los Inlays de prisma APH totalmente con spray aire/agua. Secar completamente con aire comprimido, aplicar una capa de adhesivo prisma Universal Bond 3 con un pincel a las superficies de ajuste del Inlay (1.1), esparcir con spray de aire y fotocurar el adhesivo por 10 segundos (1.2).

Grabado ácido: Se realizará el grabado ácido de los márgenes de esmalte de la preparación con la jeringa de ácido De Trey suministrada haciéndolo directamente (2).

Evitar el grabado de la dentina expuesta. Tratar al esmalte por 30 a 60 segundos. Lavar las áreas grabadas completamente con un spray enérgico de agua por al menos 30 segundos (3.1) y secar con aire comprimido libre de aceite (3.2).

Pretratamiento de la Dentina: Aplicar Primer Prisma Universal Bond 3 a las paredes de la cavidad con un pincel (4.1) dejar por 30 segundos. Secar la cavidad con aire comprimido libre de aceite por aproximadamente 10 segundos. (4.2).

Aplicación del adhesivo a las paredes cavitarias: Aplicar una capa uniforme de adhesivo Prisma Universal Bond 3 y márgenes de la cavidad con un pincel (5.1). Se removerán los excesos con aire seco de la jeringa dental por 10 segundos, fotocurando por 10 segundos (5.2).

Mezcla y aplicación del cemento dual de composite: Se deberá proporcionar cantidades iguales de pasta base y catalizadora de composite de cementación de Dicor MGC. Para prevenir el curado prematuro, cubrir con un protector de luz. Mezclar las pastas por 10 a 20 segundos. Aplicar el cemento a las paredes de la cavidad con un instrumento plástico (6). El tiempo de trabajo de cemento Dicor MGC, después del comienzo del espatulado bajo condiciones normales de luz, es de 3 min. aproximadamente.

Ubicación del Inlay: Se tomara el Inlay con unas pinzas y se ubicará en la cavidad. Se deslizará lentamente hasta su posición final, aplicando presión constante con un condensador.

Remoción del exceso de cemento: Luego de fijar el Inlay en posición. Se remueve el exceso de cemento de las paredes proximales con un instrumento plástico y después con seda dental. Además se elimina el exceso de cemento de las superficies oclusales con un instrumento plástico. El exceso remanente puede ser removido con pellets de espuma.

Uso del bloqueador de aire: Sirve éste para cubrir los márgenes del Inlay previniendo la formación de la capa inhibida sobre los márgenes de la cavidad. (7.1).

Fotocurado: Se deberá exponer las superficies oclusales y, en el caso de los Inlays multisuperficies, las superficies próximo vestibulares y próximo linguales por 60 segundos cada una (7.2). Después de la polimerización habrá que remover el bloqueador de aire con spray aire/agua.

Ajuste oclusal y terminación: Se removerán los excesos, se harán los ajustes oclusales y se terminarán los márgenes del Inlay con fresas de terminación.

Terminación de las superficies proximales: Habrá que remover el exceso de las superficies proximales con huinchas de diamante o con tiras de diamante para la pieza de contrángulo Eva y suavizar los márgenes.

Pulido: Utilice discos de pulido (Enhacem) en los márgenes accesibles del Inlay. Use pasta de pulido (Prisma Gloss y Prisma Gloss extra fino De Trey Dentsply). Adicional o alternativamente aplique interproximalmente huinchas de óxido de aluminio.

Fluoración: Se recomienda la fluoración tópica del diente tratado.

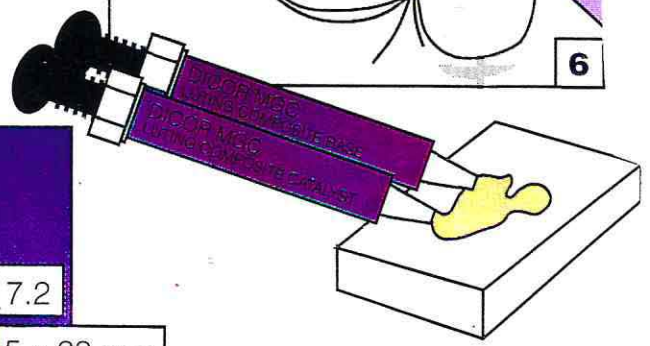
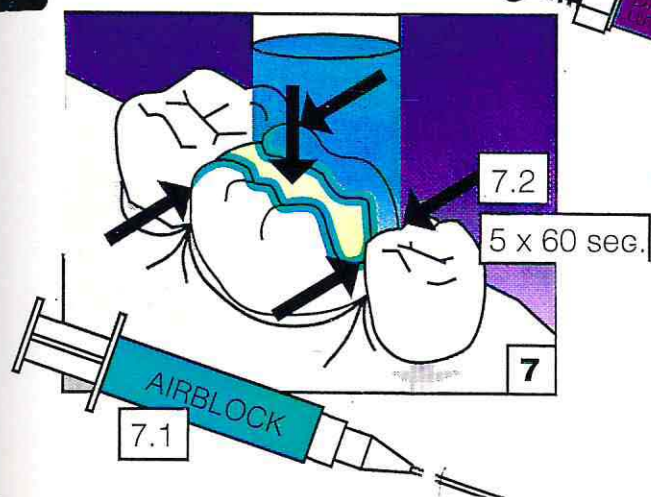
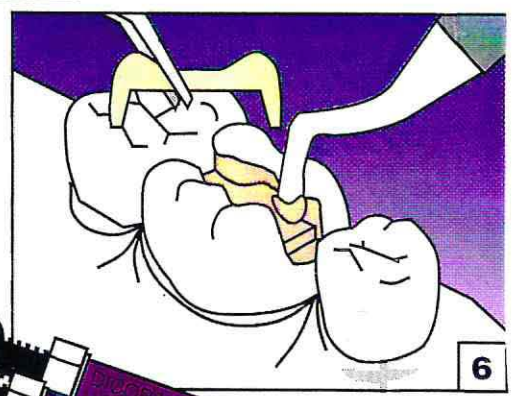
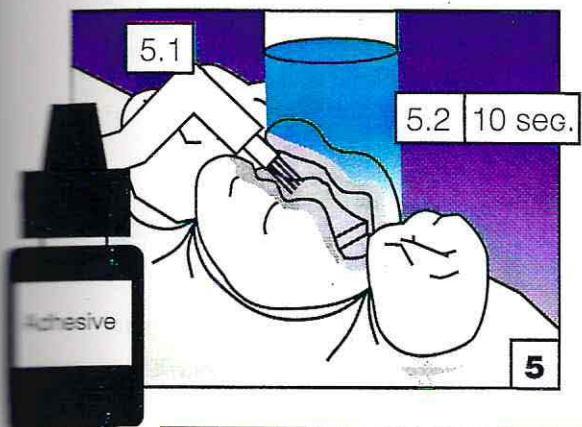
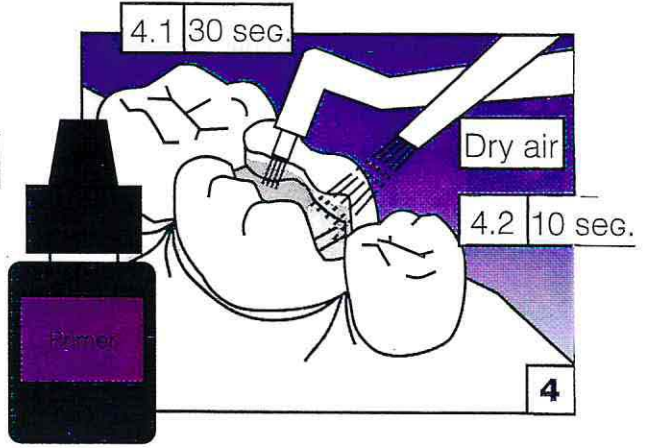
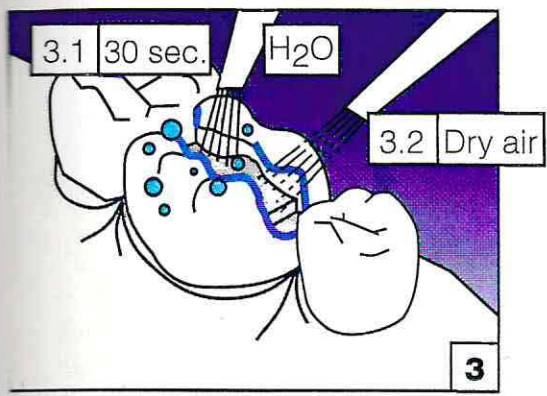
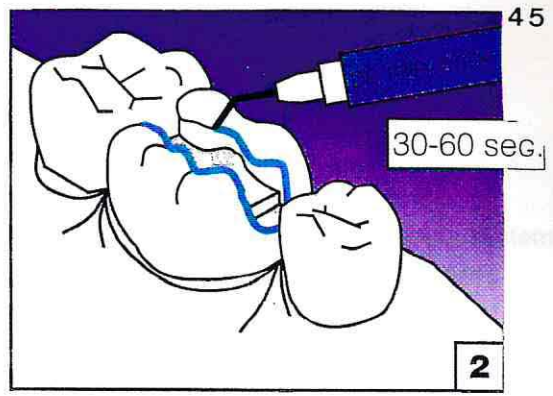
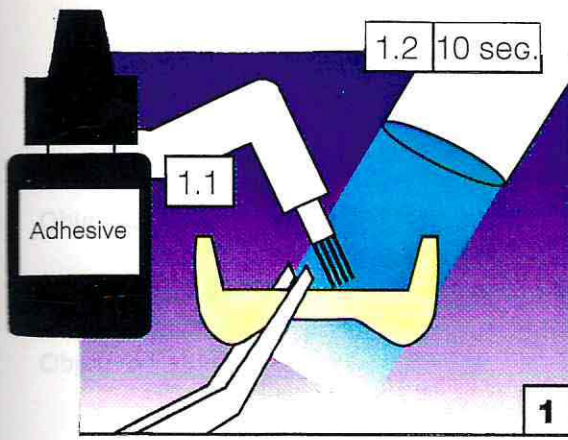


Figura 15: Aplicación del módulo de cementación.

OBJETIVOS

Objetivo General:

- Conocer y evaluar la técnica de restauración posterior en base a Prisma APH Inlay System.

Objetivo Específico:

- Evaluar la técnica de impresión y vaciado del módulo Modelo del Prisma APH Inlay System.
- Evaluar la técnica de confección del inlay por método indirecto para clases II a través del módulo Inlay del Prisma APH Inlay System.
- Evaluar la técnica de cementación con el módulo Cementación del Prisma APH Inlay System.
- Evaluar efectividad del postcurado en los Inlays en base a Prisma APH.
- Evaluar el comportamiento inicial de la restauración.
- Determinar cuál es el tipo de paciente y odontón ideal para ser restaurado con Prisma APH Inlay System.
- Diseñar una pauta de evaluación y control a través del tiempo para restauraciones en base a Prisma APH Inlay System.

HIPOTESIS

La contracción de polimerización de los inlays APH postcurados no presentan una diferencia significativa con aquellos que no son postcurados.

MATERIALES Y METODOS

A.- Parte experimental (Ver Anexo fotográfico 1).

B.- Parte clínica (Ver anexo fotográfico 2 y 3).

A.- La parte experimental se realizó en el laboratorio de metalografía de la Universidad Técnica Federico Santa María.

Se confeccionaron 10 cuerpos de prueba de composite Prisma APH color XL fotocurado, en una matriz de acero inoxidable previamente diseñado para el experimento (foto 1). La matriz se divide en 2 cuerpos: una base que presenta 2 guías de inserción y la matriz propiamente tal, que presenta 3 orificios, 2 destinados a las guías de inserción y un tercero para la obtención de los cuerpos de prueba de las siguientes medidas (10 x 6 x 3 mm.).

La base en la región correspondiente al orificio de la matriz, fue pincelada con una capa de silicona por adición usada como espaciador en el módulo Modelo del Sistema Prisma APH, con el objeto de aislar la base del cuerpo de prueba (foto 2).

Para la confección de los cuerpos de prueba se gastó la matriz sobre la base firmemente con el punto blanco de inserción en la posición inferior izquierda. Luego se inyectó el composite mediante la pistola inyectora del sistema Inlay P. APH (foto 3).

EL material, impregnado con resina, (foto 4). Se procedió a fotocurar por 60 segundos en una primera capa que alcanzaba a aproximadamente la mitad del alto de la matriz (1,5 mm.) (Foto 5). Una vez polimerizada la primera capa, se procedió a rellenar la matriz en su totalidad, para luego aplicar sobre él, una huincha de celuloide, aplanando aún más la superficie con un trozo de vidrio de 30 x 20 x 3 mm. luego se fotocuró la última capa por 60 segundos a través del vidrio (foto 6). Se obtuvo así, un cuerpo de prueba completamente liso y plano (fotos 7). Luego el cuerpo fue retirado de la matriz y fotocurado por 60 segundos por su parte interna, se eliminaron lengüetas de exceso y fueron depositados en recipiente oscuro, para aislarlos de la luz (foto 8).

Una vez obtenidos los 10 cuerpos de prueba fueron numerados del 1 al 10, mediante un lápiz grafito 0,5 mm. Los cuerpos fueron pesados en pesa electrónica Sartorius con sensibilidad de 1/10.000 grs. (foto 9), los cuerpos fueron pesados 2 veces cada uno para mayor exactitud de la medición (foto 10). Luego fueron medidos los cuerpos de prueba mediante el uso de un pie de metro Block cross con exactitud de 1/10 mm. (foto 11) Anotando los valores en la tabla 3 y 4.

En seguida se dividió aleatoriamente forma intencionada los cuerpos de prueba en impares y pares obteniéndose 2 grupos:

-Grupo A = Impares.

-Grupo B = Pares.

El grupo A fue postcurado por 5 minutos en agua hirviendo (foto 12) y el grupo B fue almacenado en recipiente opaco alejado de la luz y a temperatura ambiental (15° C). Luego se reunieron ambos grupos y fueron nuevamente pesados y medidos y anotados los datos obtenidos en la tabla III y IV.

Los datos fueron analizados estadísticamente.

B.- Su fase clínica se realizó en la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso. A cinco pacientes se les practicó un total de 16 restauraciones clase II de Black en base al sistema Inlay prisma APH.

Para la realización del trabajo clínico se diseñó una ficha clínica (ver anexo 4). Cada paciente fue sometido a un examen radiográfico Bite-wing para detectar la presencia de caries proximales, caries secundarias u obturaciones defectuosas.

Los pacientes fueron seleccionados del universo de pacientes que requerían tratamiento de operatoria dental y que además cumplieran los siguientes requisitos:

- Rango de edad de 18 a 45 años.
- Presencia en boca de al menos 20 dientes naturales.
- Estado de salud general satisfactorio, sin enfermedades sistémicas.
- Oclusión estable (presencia de 4 pilares de apoyo).
- I.H.O. aceptable.
- Flujo salival normal en contenido y calidad.
- Evidencia radiográfica de lesión proximal.
- Diente a restaurar con posibilidad de realizar preparación cavitaria de extensión pequeña a mediana.
- Diente de elección en orden decreciente: primer premolar, segundo premolar y primer molar. Quedando excluidos los segundos molares.

Una vez seleccionados los pacientes fueron citados.

En la primera sesión se realizó la confección de la ficha clínica, se hicieron indicaciones de higiene (técnica de Bass modificada y uso de seda dental), no se indicó ningún tipo de colutorio.

Además se realizaron impresiones en alginato (Jeltrate de Caulk) del cuadrante a tratar para la realización de cubeta (de acrílico rosado Marché) a la medida espaciada con lámina de cera amarilla.

En la segunda sesión se procedió a efectuar los tiempos operatorios clínicos, para ello se contaba con los siguientes materiales distribuidos en subgrupos:

1.- Control del dolor:

- anestesia con VC
- agujas largas y cortas.

2.- Apertura de cavidades, eliminación de lesión y conformación de cavidades.

Fresas de alta velocidad

2 Diamante 801-010 redonda

2 Diamante 801-012 redonda

2 Diamante 850-016 troncocónica extralarga puntaredondeada

2 Diamante 852-012 troncocónica extralarga punta redondeada

2 Diamante 846-012 troncocónica extralarga punta plana

2 Carbide 004-008 redonda

Fresas de baja velocidad

2 Carbide redonda grande

2 Piedras montadas Nº 661 bala verde

2 Piedras montadas Nº 666 redonda verde

Cucharetas de caries

3.- Protección dentino-pulpar

- Hidróxido de calcio autopolimerizable (Dycal)
- Baseline CIV fotocurado

4.- Impresiones

- alginato Jeltrate de Caulk.
- Cubeta de acrílico a la medida (Marché)

- Silicona por adición Reprosil de Caulk.

- Cera rosada.

5.- Obturación provisional.

- Acrílico autocurado Marché blanco N° 42.

- Piedras montadas verdes redondas y en forma de bala.

- Temp-Bond.

6.- Cementación

- Clamps para premolares y molares.

- Goma dique: Hygenic

- Escobillas de copa suaves

- Piedra pómez fina.

- Lámpara de fotocurado 3 M

- Discos Soflex (3 M)

- Pasta Prisma Gloss (Caulk)

En esta 2ª sesión se realizó la apertura de la cavidad, eliminación de los tejidos infectados y deficientes, protección dentino pulpar, base cavitaria y conformación definitiva de la cavidad clase II ajustada a la siguiente planimetría.

- Angulos internos redondeados.

- Sin bisel cavo superficial.

- Extensión mínima a mediana (no mayor 1/3 distancia intercuspídea).

- Paredes ligeramente divergentes, lisas y planas.

- Angulo axio-pulpar biselado.

- Borde cavo a nivel cervical, nítido y sin bisel.

- Profundidad mínima de 1,5 mm.

- Cavidades supra o paragingivales.

Con respecto a la protección dentino-pulpar y la base cavitaria se utilizó Hidróxido de calcio autopolimerizable (Dycal) cuando el caso clínico lo requería y cemento ionómero vitreo fotopolimerizable (Baseline CIV De Trey Dentsply) en una proporción líquido/polvo 1:1 para base y reconstrucción cavitaria.

Una vez concluidas las cavidades y cuidando el cumplimiento de todas las especificaciones para el sistema Inlay Prisma APH, se procedió a la confección de las restauraciones provisionales en acrílico Marché autocurable color 42. Luego fueron cementados con Temp-Bond, procediéndose enseguida al retiro de los excesos.

Durante la 3ª sesión se procedió al retiro de las restauraciones provisionales, retiro de restos de cemento y lavado y secado de las cavidades. Luego se tomó la impresión definitiva en silicona por adición (Reprosil Dentsply) en cubetas de acrílico confeccionadas a la medida en la primera sesión (para evitar cualquier contracción de polimerización que deformara la silicona de impresión y por consiguiente el modelo). Las cuales presentaban guías oclusales para su correcto asentamiento. Una vez espatulada la silicona y la cubeta con adhesivo para silicona se procedió a cargar la cubeta y se ubicó en boca. Se esperó que la silicona completara su polimerización y luego se retiró suavemente con un movimiento firme y seguro. Posteriormente se procedió a tomar una impresión de la hemiarcada antagonista con alginato. En aquellos casos en que las cavidades se encontraban en ambas hemiarquadas de un mismo maxilar se procedió a tomar la impresión de toda la arcada antagonista.

Con los dientes limpios y mojados y a la luz natural se procedió a tomar el color dentario con el muestrario del set Prima APH.

Por último con un trozo de cera rosada precalentada a 60° C de un largo aproximado a la zona molar y premolar, de 1 cm. de ancho y 05 cms. de grosor se procedió a tomar en boca una mordida de cera en MIC.

Luego se colocaron los provisorios.

En el transcurso del tiempo entre la tercera y la cuarta sesión se realizaron las incrustaciones de acuerdo a las indicaciones que entregaba el fabricante utilizando el módulo modelo y el módulo Inlay.

Obtenido el Inlay en la cuarta sesión se procedió a su cementación: Se retiraron los provisorios, se lavó, limpió y secó la cavidad probándose la incrustación definitiva y realizándose los ajustes necesarios. La cavidad fue limpiada prolijamente con escobillas suaves de copa utilizando piedra pomez.

El Inlay fue igualmente lavado. En su superficie interna se le aplicó gel grabador de ácido fosfórico De Try al 37% por 15 seg., luego fue lavado y secado al chorro de aire. La cavidad también fue grabada con el mismo ácido, pero por 30 seg. Siguiéndose con igual procedimiento. Se aplicó posteriormente una capa de resina, tanto al Inlay como a la cavidad, secándose con aire por 10 seg. para así eliminar los excesos, dejando una delgada capa de resina, la cual fue polimerizada por 20 seg. Se siguió el procedimiento preparando el cemento dual Dicor MGC, el que fue aplicado a la incrustación. Esta luego fue posicionada en la cavidad. Se ajustó una huincha de celuloide alrededor del diente y se mantuvo en posición mediante cuñas de Luciwedge, bien ajustadas en cervical. En seguida se preparó el cemento dual Dicor MGC se aplicó a la incrustación y ésta fue posicionada en la cavidad, se retiraron los excesos groseros y con un pincel impregnado en resina se modeló la superficie retirando excesos y dando aspecto pulido, se aplicó bloqueador de aire y se inició el proceso de polimerización en la siguiente forma:

- 1) 60 segundo por proximal vestibular (mesial o distal o ambos lados).
- 2) 60 segundos por proximal lingual (mesial, distal o ambos lados).
- 3) 60 segundos desde oclusal.

Una vez terminado este paso se procedió a retirar las cuñas, a lavar la restauración para eliminar el bloqueador de aire, retirando además los excesos de material, luego se realizó el control oclusal haciéndose los ajustes necesarios y si el caso lo ameritaba se procedió a pulir con discos Soflex y Prisma Gloss.

Las incrustaciones fueron luego controladas radiográficamente y evaluadas por la pauta de evaluación.

La pauta de evaluación fue creada con el fin de medir el éxito o fracaso de las restauraciones realizadas en forma mediata e inmediata. La necesidad de uniformar criterios para realizar una evaluación objetiva llevó a la confección de ésta.

PAUTA EVALUACION (ANEXO 4).

1.- Biocompatibilidad.

- 0 = Ausencia total de dolor postoperatorio.
- 1 = Leve dolor pos-operatorio de corta duración (menos de 48 horas)
- 2 = Dolor post-operatorio de larga duración (no más de una semana).
- 3 = Dolor post-operatorio persistente (sin remisión).

2.- Superficie-color:

0 = Superficie uniformemente lisa:

Igualación excelente del color, el tono y/o la translucidez.

1 = Ligeramente áspera o regular:

Ligera divergencia del color, el tono y/o la translucidez.

2 = Moderadamente áspera, irregular o carente de acabado:

Moderada divergencia del color, tono y/o translucidez.

3 = Decididamente áspera o irregular:

Decididamente distinta en cuanto a color, tono y/o translucidez.

3.- Integridad marginal.

0 = No detectable o apenas detectable con el explorador.

1 = Ligeramente detectable con el explorador: La resina compuesta está ligeramente sobre o bajo extendida en relación al esmalte.

2 = Moderadamente detectable con el explorador:

La resina compuesta está moderadamente bajo o sobreextendida.

3 = Decididamente detectable con el explorador:

Decididamente la resina compuesta está bajo o sobreextendida.

4.- Contorno axial - contorno funcional y proximal.

0 = Contorno axial se continúa con la forma dentaria existente.

Se ha restaurado el contacto funcional-normal.

Se han restaurado las troneras proximales y el punto del contacto proximal.

1 = Contorno axial ligeramente bajo o sobrecontorneado.

Contacto funcional ligeramente exagerado.

2 = Moderadamente bajo o sobre contorneado.

Contactos proximales visualmente cerrados, leves.

Contacto funcional moderadamente intenso.

3 = Decididamente bajo contorneado: cara axial, ángulos proximales (probablemente traumatismo en tejidos (blandos).

Decididamente sobrecontorneado, desplaza los tejidos blandos.

5.- Restauración de la fortaleza dentaria.

0 = Ausencia de grietas o fracturas.

1 = Pequeñas grietas en la unión resina-esmalte.

2 = Grietas moderadas en la unión diente-restauración.

3 = Fractura dentaria y/o de la restauración.

La pauta de evaluación deberá ser aplicada en los controles periódicos recomendados en ésta. La numeración indicará el grado de compromiso de la restauración para cada uno de los parámetros analizados, así:

Grado 0 Indicará restauración excelente.

Grado 1 Indicará restauración buena.

Grado 2 Indicará restauración regular.

Grado 3 Indicará restauración mala.

Cuando la restauración indique **grado 0** o **1** el clínico deberá seguir con los controles periódicos propuestos.

Cuando la restauración indique **grado 2** el clínico deberá controlar en períodos de tiempo más cortos. Podrá además planificar un recambio mediano o una reparación de la restauración.

Cuando la restauración indique **grado 3** el clínico deberá realizar un recambio inmediato de la restauración, no excluyéndose la indicación de otro tipo de tratamiento.

Cabe señalar que cada parámetro deberá ser analizado por sí solo, de manera que si uno de ellos indica **grado 3** y el resto **grado 0** la restauración igual deberá ser sustituida.

(Esta pauta fue diseñada en base a la siguiente bibliografía: Chaberneau y cols., 1984; Christian-
sen, 1992; Kreulen y cols., 1991; Leinfelder y Roberson, 1983; Mjors y cols., 1990).

RESULTADOS

Parte experimental

Los datos fueron presentados en tablas y analizados estadísticamente a través del test t - student.

Los cálculos fueron realizados con las siguientes fórmulas:

$$T_c = \frac{x - y}{S_p \sqrt{1/n + 1/m}}$$

$$S_p = \frac{(n-1) S_x^2 + (m-1) S_y^2}{n + m - 2}$$

Donde:

T_c = T calculada

X = Promedio de la diferencia de cuerpos postcurados para peso o longitud

y = Promedio de la diferencia de cuerpos no postcurados para peso o longitud

S_p = Varianza ponderada

S_x^2 = Varianza de la diferencia de cuerpos postcurados para masa o longitud

S_y^2 = Varianza de la diferencia de cuerpos no postcurados para masa o longitud

n = Cuerpos postcurados para masa o longitud

m = Cuerpos no postcurados para masa o longitud

III POST CURADOS						
PESO						
M inicial	%	M final	%	DIF	DIF %	MARGEN DIF
0.422000	100	0.421900	99.98	0.000100	0.023697	0.060864
0.424300	100	0.424000	99.93	0.000300	0.070705	
0.425800	100	0.425200	99.86	0.000600	0.140911	
0.433800	100	0.433700	99.98	0.000100	0.023052	
0.435200	100	0.435000	99.95	0.000200	0.045956	
III NO POST CURADOS						
0.427000	100	0.426900	99.98	0.000100	0.023419	0.00468
0.427500	100	0.427500	100.00	0.000000	0.000000	
0.425800	100	0.431000	100.00	0.000000	0.000000	
0.433800	100	0.432300	100.00	0.000000	0.000000	
0.435200	100	0.434300	100.00	0.000000	0.000000	

Tabla III. Variación de peso expresada en gramos y porcentaje para proceso de postcurado y no postcurado.

$$\text{Postcurado } X_{\text{dif}} = 2.6 \times 10^{-4} \quad S_x^2 = 2.074 \times 10^{-4} \quad T_c = 0,021$$

$$\text{No postcurado } X_{\text{dif}} = 2.0 \times 10^{-5} \quad S_y^2 = 4.47 \times 10^{-5}$$

Con un $p = 0.05$ y un grado de libertad de 8 utilizando el test t - student se puede demostrar que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

IV POST CURADOS						
LONGITUD						
L inicial	%	L final	%	DIF	DIF %	MARGEN DIF
10.04	100	10.00	99.60	0.040000	0.398406	0.338507
10.05	100	10.00	99.50	0.050000	0.497512	
10.03	100	10.00	99.70	0.030000	0.299103	
10.05	100	10.00	99.50	0.050000	0.497512	
10.05	100	10.00	99.50	0.050000	0.000000	
IV NO POST CURADOS						
10.02	100	10.00	99.80	0.020000	0.199601	0.17934
10.05	100	10.00	99.50	0.005000	0.497512	
10.00	100	10.00	100.00	0.000000	0.000000	
10.02	100	10.00	99.80	0.020000	0.199601	
10.00	100	10.00	100.00	0.000000	0.000000	

Tabla IV. Variación de longitud expresada en mm y porcentaje para proceso de postcurado y no postcurado.

$$\text{Postcurado } X_{\text{dif}} = 0.044 \quad S_x^2 = 8.95 \times 10^{-3} \quad T_c = 2,79$$

$$\text{No postcurado } X_{\text{dif}} = 0.018 \quad S_y^2 = 0.0205$$

Con un $p = 0.05$ y un grado de libertad de 8 utilizando el test t - student se puede demostrar que existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Parte Clínica:

Nombre paciente	1		2		3		4		5	
	Inme diata	1 mes	Inme diata	1 mes	Inme diata	1 mes	Inme diata	1 mes	Inme diata	1 mes
Carolina Bruna										
1.4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1.5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4.4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Paula Soutullo										
1.4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1.5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4.6	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0
Jessica Vallejos										
3.4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3.5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3.6	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0
Mariana Alarcón										
3.4	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0
3.5	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0
3.6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4.4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Patricio Quiroga										
3.5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4.5	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0

Tabla V. Resultados de Evaluación Clínica inmediata y al mes de pacientes.

1= biocompatibilidad; 2= superficie color; 3= integridad marginal; 4= contorno axial, contorno funcional y proximal; 5= restauración de fortaleza dentaria,

DISCUSION

Las restauraciones de composite en el sector posterior sólo están indicadas si el paciente lo solicita por necesidad cosmética. Los fabricantes de composite a nivel mundial ejercen una presión de marketing para la utilización de diferentes productos en todos los sectores de la cavidad oral, tanto anterior como posterior, tanto en cavidades pasivas como activas por medio de diferentes técnicas de restauración.

Los resultados obtenidos hasta ahora muestran excelentes resultados inmediatos. Las restauraciones de composite, los inlays de composite unidos al diente con cemento dual y las restauraciones de porcelana grabada también cementados con cemento dual, según estudios de carga sobre el vértice de los cúspides -en cavidades MOD estandarizadas- revelan que efectivamente restauran la resistencia original del diente, al ser comparados con dientes sanos sin tratar, a diferencia de la amalgama que se comportó como una cuña entre las cúspides y debilita la resistencia dentaria.

Según la evaluación de las restauraciones realizadas en este seminario en su parte clínica, en forma inmediata, se comportan de forma excelente a buena, pero este resultado no es proyectable a largo plazo.

Las incrustaciones de prisma APH son instalados por medio de un cemento dual MGC que produce 2 interfases diferentes: una entre el diente y el cemento y la otra entre el cemento y el inlay. El comportamiento del cemento dual en el tiempo es de menor estabilidad que el del material utilizado para realizar la incrustación, por lo tanto sufre desgaste, hidrólisis de sus componentes y es un factor clave en la producción de la microinfiltración, dolor post operatorio y caries secundaria. Este fenómeno contraindicaría su uso en pacientes que no estén bajo control dental periódico y/o no cumplan con los requisitos mínimos de higiene oral. De este modo podemos inferir que el punto débil de la restauración es el cemento dual. Sobre este punto conviene contrastar la técnica indirecta con la directa que no posee esta doble interfase y, que mediante las técnicas de polimerización dirigidas a través de la estructura dentaria producen una contracción de la resina compuesta hacia el esmalte y/o la dentina, minimizando así la interfase diente restauración, disminuyendo la posibilidad de microinfiltración.

La técnica directa presenta como desventajas la falta de adaptación a nivel cervical, que puede ser reducido por el uso de cuñas de Luciwedge; la falta de anatomía oclusal, dificultad para obtener un contorno adecuado y el imposibilitamiento de realizar un proceso de postcurado para mejorar las características mecánicas de la resina compuesta. Cabe mencionar que los composite una vez realizado la polimerización, éstos siguen en el interior de la boca el proceso de polimerización produciéndose una contracción tardía en el tiempo, que es poco beneficiosa para la integridad marginal de la restauración.

El grosor del cemento dual en las incrustaciones de prisma APH además está aumentado por 3 factores importantes que son: el uso de silicona espaciadora, la contracción que sufre la incrustación por el proceso de postcurado y los desgastes que se deben realizar en la superficie interna del inlay al momento de cementación. Esto contribuye a deteriorar aún más el pronóstico de la incrustación a largo plazo. Además el cemento dual sufre contracción, que es mayor debido a su menor cantidad de relleno inorgánico. Es importante notar que el proceso de postcurado da mayor estabilidad a la restauración debido a que si no se realizara este proceso se produciría una sumación de la contracción del inlay de composite y la contracción del cemento dual.

El cemento dual suministrado por el fabricante DICOR MGC posee alto contenido de relleno inorgánico en relación a otros productos similares de diferentes fabricantes (Vivadent, Coltene) que poseen mayor fluidez.

El bloqueador de aire suministrado en el set de inlay Prisma APH no es el mejor sistema para obtener una superficie glaseada y pulida y debe ser complementado con discos Softlex y pasta para pulir composite Prisma Gloss que produce el mejor resultado de terminación.

Al realizar el proceso de postcurado por cualquiera de los métodos existentes se va a producir un acercamiento entre las moléculas de la resina produciendo una disminución del volumen. Esta contracción no se acompaña de una disminución de la masa.

Una ventaja desde el punto de vista clínico es la posibilidad de reparar una incrustación de composite, utilizando el mismo color y material. Esta reparación no es posible de realizar con la misma facilidad y resultado estético con otro tipo de obturaciones como son la amalgama, inlays de porcelana o metálicos.

CONCLUSIONES

- 1) El sistema Inlay Prima APH es efectivo en restauraciones posteriores siempre y cuando esté bien indicado y se sigan las instrucciones del fabricante en relación a la técnica de impresión, construcción y cementación del Inlay.
- 2) El módulo Modelo no pudo ser evaluado en esta investigación por estar las siliconas en mal estado.
- 3) La técnica de confección del Inlay requiere más del tiempo indicado por el fabricante, necesitando más de una sesión para la instalación de la incrustación, por este motivo no es comparativamente superior a otras técnicas de confección de incrustaciones estéticas (Mirage, Isocit). Se requiere además gran habilidad por parte del odontólogo para obtener una restauración óptima desde el punto de vista anatómico, funcional y estético.
- 4) El módulo de cementación es efectivo siempre y cuando se realice un buen aislamiento del campo y se sigan las instrucciones del sistema. El cemento dual Dicor MGC es difícil de manejar por su alta viscosidad pero posee un alto nivel de relleno lo que disminuye su contracción de polimerización posterior y aumenta su resistencia.
- 5) El comportamiento inicial de las incrustaciones de prisma APH es satisfactorio de acuerdo a los parámetros medidos a través de la pauta de evaluación.
- 6) El sistema de Inlays Prisma APH debe ser indicado en pacientes que lo solicitan por estética y que presentan una oclusión estable y buena higiene. Los odontones ideales serán aquellos en los cuales se puedan realizar cavidades pequeñas y medianas, se presenten vitales y sean de preferencia premolares donde el ciclaje mecánico es inferior.
- 7) Es de vital importancia realizar un análisis objetivo, tanto inmediato como mediato, a través de una pauta de evaluación de manera de poder establecer un diagnóstico-pronóstico y un posible plan de tratamiento del odonton restaurado.
- 8) Aun cuando no se descartan inexactitudes y errores de medición en la parte experimental se puede aseverar que el proceso de postcurado es efectivo para mejorar las cualidades de la restauración final.

SUGERENCIAS

- 1) Para medir la efectividad real de las incrustaciones en base a Prisma APH se hace necesario realizar un estudio longitudinal para observar el comportamiento de éstas a través del tiempo.
- 2) Se muestra interesante realizar un estudio comparativo en clases II de Black con técnicas de métodos de aplicación directas.
- 3) Es necesario ampliar la investigación experimental a todos aquellos parámetros que se miden en la pauta de evaluación ya que éstos están en directa relación con las propiedades y el éxito de la restauración.
- 4) A pesar de utilizar en este estudio una muestra específica de acuerdo a las características de edad, condiciones oclusales y sistémicas, se debería contemplar en futuras investigaciones la posibilidad de aumentar y homogenizar la muestra.

RESUMEN

Se realizó una investigación de tipo clínico y experimental con el fin de evaluar una técnica de restauración en base al sistema de Inlays APH y la efectividad del postcurado. En la parte clínica se realizaron 16 obturaciones clase II de Black en 5 pacientes que requerían tratamiento de operatoria dental y que cumplían con ciertos requisitos.

En la parte experimental se confeccionaron 10 cuerpos de prueba, los cuales fueron pesados y medidos inmediatamente después de confeccionados, luego se dividieron al azar en dos grupos de los cuales uno de ellos fue sometido a un postcurado de 5 minutos en agua a 100° C. Posterior a ello fueron nuevamente pesados y medidos todos los cuerpos de prueba con el fin de comprobar si existía pérdida de masa y si la contracción de polimerización se aceleraba por el postcurado.

Para la evaluación clínica de la técnica de restauración se siguieron las instrucciones del fabricante en la confección de las cavidades, toma de impresiones y aplicación del sistema de Inlay APH. Una vez cementadas las incrustaciones fueron evaluadas en base a una pauta confeccionada para este motivo arrojando un comportamiento inicial satisfactorio.

Los resultados obtenidos en la parte experimental demuestran que el postcurado es un proceso efectivo en la aceleración de la polimerización y en la disminución de la contracción de polimerización post-cementación. Se concluye además que el fenómeno de contracción de polimerización implica una variación de longitud y no de peso.

BIBLIOGRAFIA

- Albers, H.F. (1980):** Odontología estética y colocación de materiales. Barcelona, editorial Labor.
- Bader, M. (1992):** Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotocuradas. Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile.
- Bader, M. (1992):** Cementación de inlays de resina compuesta ¿cemento de resina compuesta o de vidrio ionómero? Trabajo de investigación, requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile.
- Barnes, D.M.; Blank, L.W.; Thompson, V.P.; Holston, A.M.; Gingell, J.C. (1991):** A 5 and 8 year clinical evaluation of a posterior composite resin. Quintessence International 22:143-151.
- Barrancos, J. (1988):** Materiales en operatoria dental. Operatoria dental. Técnica y clínica. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A., pp. 196-226.
- Barkmeier, W.W.:** Curso de avance en odontología adhesiva. Santiago, junio 1993.
- Borgmeijer, P.J.; Kreulen, C.M.; Van Amerongen, W.E.; Akerboom, H.B.M.; Gruythugsen, R.J.M. (1991):** The prevalence of postoperative sensitivity in teeth restored with class II composite resin restoration. J. dent child 59: 379-383.
- Bowen, R.L.; Eichmiller, F.C.; Marjenhoff, W.A. (1992):** Gazing into the future of esthetic restorative materials. Jada 123: 33-39.
- Brannstrom, M.; Nyborg, H.(1977):** "Cavity treatment with a microbial fluoride solution: growth of bacteria and effect on the pulp". Journal of Prosthetic Dentistry. 30:303-310.
- Brannstrom, M.; Gola, G.; Nordenvall, K.; Torstenson, B. (1980):** "Invasion of microorganisms and some structural changes in incipient enamel caries". Caries Research 14:276-284.
- Cataldo y cols. (1989):** Resinas compuestas de inserción directa e inmediata. Seminario de tesis para optar al título de cirujano dentista. Facultad de odontología Universidad Valparaíso.
- Chaberneau, G.T. y cols. (1984):** Apéndice Operatoria dental principios y práctica. Buenos Aires, Editorial Panamericana, pp: 435-460.
- Christensen, G.J. (1992):** A look at State of the art tooth colored inlays and onlays, jada 123: 66.68.
- Cohen, S.M.; Schulman, A. (1988):** Composites: Yesterday, today, and...? Tomorrow. N. y S. Dent Journal, 54: 34-39.
- Comunicación personal profesora Dra. Gloria Cataldo Nieva.** Cátedra de operatoria dental. Facultad de Odontología, Universidad de Valparaíso. Chile.
- Comunicación personal profesor Dr. Jorge Uribe Echavarría:** Cátedra de Operatoria Dental Facultad de Odontología Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.
- Craig, R.G. (1981):** Chemistry, composition and properties of composite resin. Dental Clinics of North América. 25: 219-239.
- Crim, G.A. (1991):** Microleakage of three dentinal bonding systems: a 6 month evaluation. Quintessence international 22: 387-389.
- De Backer, J.; Dermaut, L.; Bruynooghe, W. (1985):** The depth of polymerization of visible light-cured composite resins. Quintessence International 10: 693-701.
- Dentsply:** Prisma APH Inlay System, for the production and luting of tooth coloured inlays.
- Fusayama, T. (1988):** Causas y prevención de la irritación pulpar en las restauraciones con composite. Quintessence 8-5-13.

- Fusayama, T. (1990):** Posterior adhesive composite Resin: A historic review. *J. Prosthet dent* 64: 534-538.
- González, S.; Luque, M.C.; Navajas, J.M. (1993):** Mecanismos de cohesión a la dentina. Diferenciación entre resinas hidrofílicas e hidrofóbicas. *Archivos de odontoestomatología*. 9: 17-25.
- Gordon, J.C. (1991):** Microfills vs. Híbridos, is there a universal composite resin? *Jada*. 122: 79-80.
- Grupo Chileno Materiales Dentales (1990):** Apuntes: Recopilación bibliográfico por grupo chileno de materiales dentales. Caps. 3, 4.
- Gwnett, A.J. (1967):** "The ultrastructure of the "prismless" enamel for permanent human teeth. *Archived of Oral Biology*, pp: 381-388.
- Hirschfeld, Z.; Frenkel, A.; Zyskind, D.; Fuks, A. (1992):** Marginal Leakage of Class II glass ionomer-composite resin restorations: An in vitro study. *J. Prosthet dent* 67: 148-152.
- Johnson, G.H.; Powell, L.V. Gordon, G.E. (1991):** Dentin bonding Systems: Areview of current products and techniques. *Jada*, 122: 34-41.
- Jordan, R.E. (1987):** Restauraciones posteriores con composite. *Composite en odontología estética técnica y materiales*. Barcelona. Salvat Editores pp. 217-232.
- Jordan, R.E.; Suzuki, M. (1991):** Posterior composite restorations where and how they work best. *Jada* 122: 31-37.
- Kreulen, C.M.; Van Amerougen, W.E.; Aker Boom, H.B.M.; Borgmeijer, P.J.; Vant Hof, M.A. (1991):** Evaluation of treatment times for Class II composite resin restorations. *J. Dent child* 59: 372-377.
- Lambrechts, P. et al (1987):** Evaluation of Clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *J. operative dentistry*, 53-78.
- Leinfelder, K.F., Roberson, T.M. (1983):** Clinical evaluation of posterior composite resin. *Jen dent*, 31: 276.
- Leinfelder, K.F. (1991):** Using composite resin as a posterior restorative materials. *Jada* 122: 65-70.
- Lutz, F. et al (1980):** Wear resistant MOD composite restorations with ceramic centric stops. Results after four years. *Quintessence international*. 5: 2-11.
- Lutz, F. (1983):** A classification and evaluation of composite resin systems. *The S. of Prosthet. Dent*. 50: 480-488.
- Matsumoto, H. et. al (1986):** Depth of cure of visible light-cured resin: Clinical simulation. *The journal of prosthetic dentistry* 55: 574-578.
- McCabe, J.F. (1988):** Materiales de obturación de resina. Anderson. *Materiales de aplicación dental*. Barcelona, Salvat Editores, pp: 143-152.
- Mc Lean, J.W. et al (1987):** Limitations of posterior composite resins and extending their use with glass ionomer cements. *Quintessence International* 18: 517-529.
- Mjör, I.A.; Jokstad, A.; Qvist, V. (1990):** Longevity of posterior restorations. *International dental journal*. 40: 11-17.
- Montenegro M.A., Mery C. y Aguirre (1986):** Histología y embriología del sistema estomatognático. Editores M.A. Montenegro, C. Mery y A. Aguirre. Santiago, Chile, cap. 4, pp: 61-69.
- Musalem, C. (1991):** Adhesion a nivel de la interfase dentina-agente de unión dentinario en restauraciones de composite posterior. 195: 8-195.
- Olgart, L.; Brannstrom, M.; Jhonson, G. (1974):** Invasion of Bacteria into dentinal tubules experiment *in vivo* and *in vitro*. *Acta Odontológica Escandinava*. 32: 69-70.

- Pallesen, V. et al (1989):** Physical properties of posterior resin materials for fillings and inlays. Abstracts 68: 997-880.
- Peutzledt, A.; Asmussen, E. (1991):** Retention of composite inlays in enamel dentin cavities. Dent Mater 7: 11-14.
- Phillips, R.W. (1988):** Resinas para restauraciones. La ciencia de los materiales dentales de Skinner, México D.F.: Nueva Editorial Interamericana, pp. 226-259.
- Powers, J.M.; Bakuse, R.; Goldberg, A.J. (1988):** In vitro color changes of posterior composites. Dent Mater, 4:151-154.
- Ronald E.; Jordan; Makoto Suzuki (1991):** Posterior composite restorations where and how they work best. Jada 122: 31-37.
- Roulet, J.F. Salchow, B.; Wald, M. (1991):** Margin analysis of posteriors composites in vivo. Dent Mater 7: 44-49.
- Steenbecker, O. (1984):** Composites activados por luz halógena. Seminario de tesis para la obtención del título de cirujano-dentista. Universidad de Valparaíso.
- Thirtha, R. et al (1982):** In vitro depth of Photoactivated composites. J. Dent. Res. 61: 1184-1187.
- Uribe Echevarría, et. al (1983):** Cuantificación de la pérdida de sustancia en obturaciones de resinas compuestas en dientes posteriores. Revista Boletín de Información Dental. Madrid, 332: 43-50.
- Uribe Echevarría, J. (1990):** Restauraciones con resinas compuestas en el sector posterior. Operatoria Dental Ciencia y Práctica. Madrid, Ediciones avances médico-dentales, S.L., pp: 319-361.
- Uribe Echevarría, J:** Curso de Avances en Odontología Estética. Sociedad Odontológica Latinoamericana. Santiago, julio 1993.
- Vivadent EOS:** Sistema extraoral para restauraciones indirectas de composite. Instrucciones de uso, 1990.
- Wei Nan Wang; Tz Chau Lu (1991):** Bond Strenght wieh various etchings times on young permanent teeth. Am J. Orthod. Dentofac. Orthop, 100:72-79.
- Wilder, A.D. Jr. (1985):** Clinical techniques of placement for posterior composite resin. Posterior composite resin dental restorative materials. Guido Vangherle Dewis C. Smith, 465-485.
- Williams, D.F. y Cunningham, J. (1982):** Materiales en la Odontología Clínica. Editorial Mundi S.A.I.C. y F.
- Wilson, N.H.F.; Norman, R.D. (1991):** Five years findings of a multiclinical trial for a posterior composite. J. Dent 19:153-159.
- Yearn, J.A.; Mc-Clesfield, U.K. (1985):** Factors affecting cure of visible light activated composites. International Dental Journal. 35: 218-225.

Anexo fotográfico N° 1



Foto 1: matriz

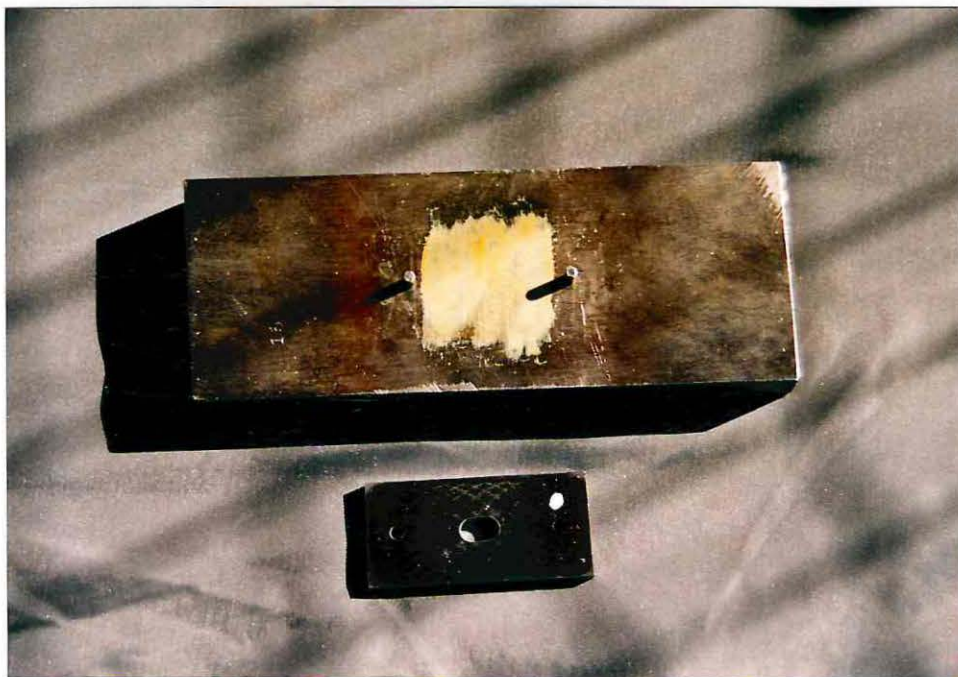


Foto 2: matriz desarmada con silicona aislante

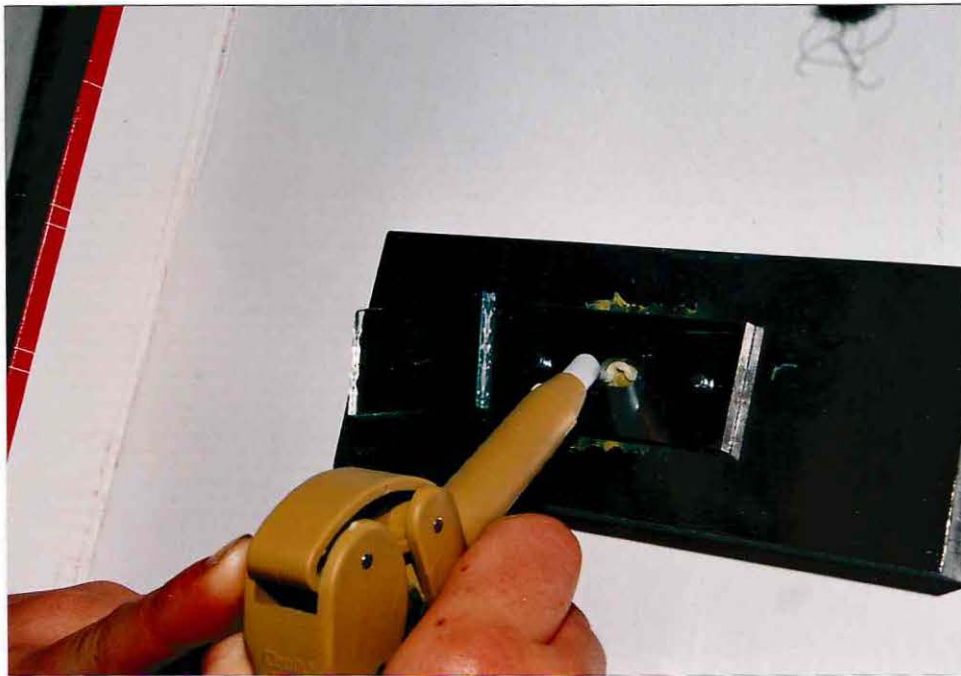


Foto 3: aplicación composite



Foto 4: condensación composite



Foto 5: polimerización primera capa de composite



Foto 6: segunda polimerización a través de huincha de celuloide y trozo de vidrio

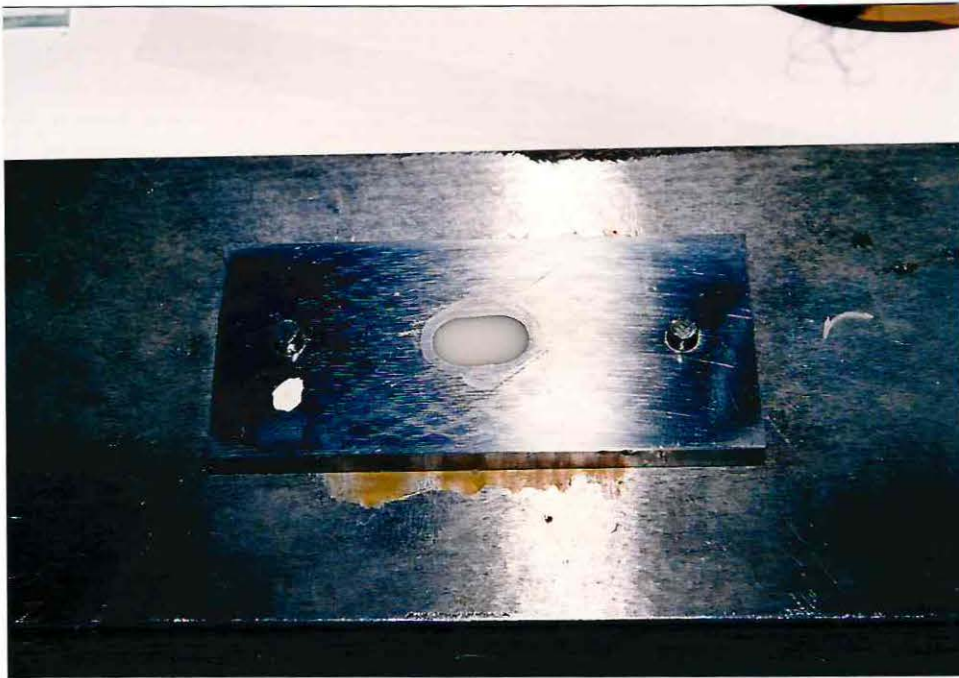


Foto 7: Cuerpo de prueba terminado



Foto 8: Cuerpos de prueba



Foto 9: Pesa electrónica



Foto 10: Pesaje, cuerpo de prueba

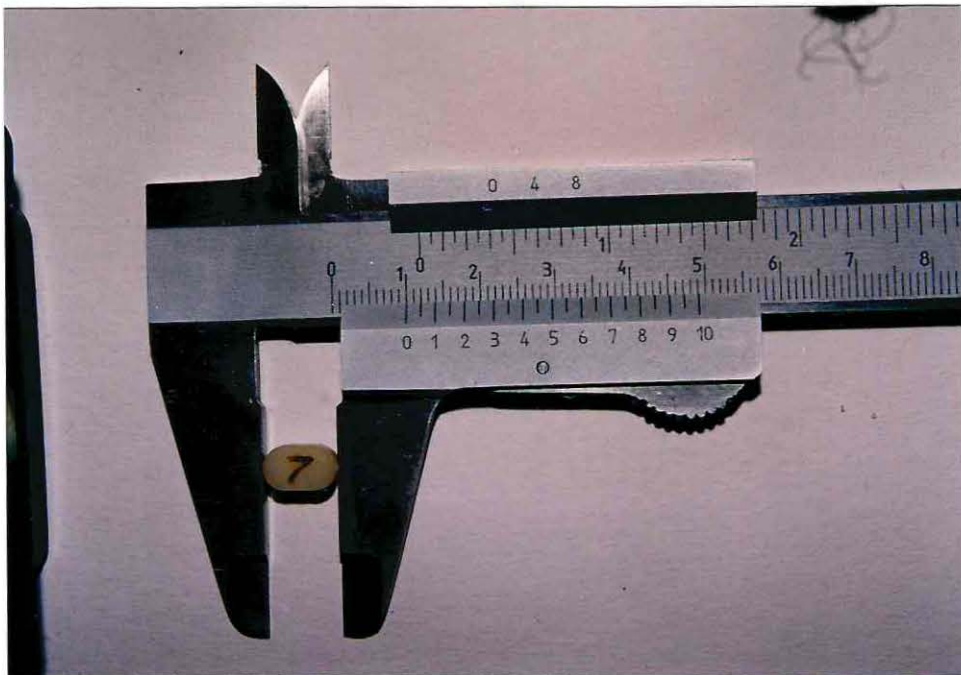


Foto 11: Medición del cuerpo de prueba



Foto 12: Proceso de postcurado en agua hirviendo por cinco minutos

Anexo fotográfico N° 2



Foto 13: Módulo del modelo



Foto 14: Módulo del Inlay



Foto 17: Lámpara de fotocurado de luz halógena



Foto 18: Silicona por adición

Anexo N° 3



Foto 19: Caso clínico preoperatorio diente 4.6

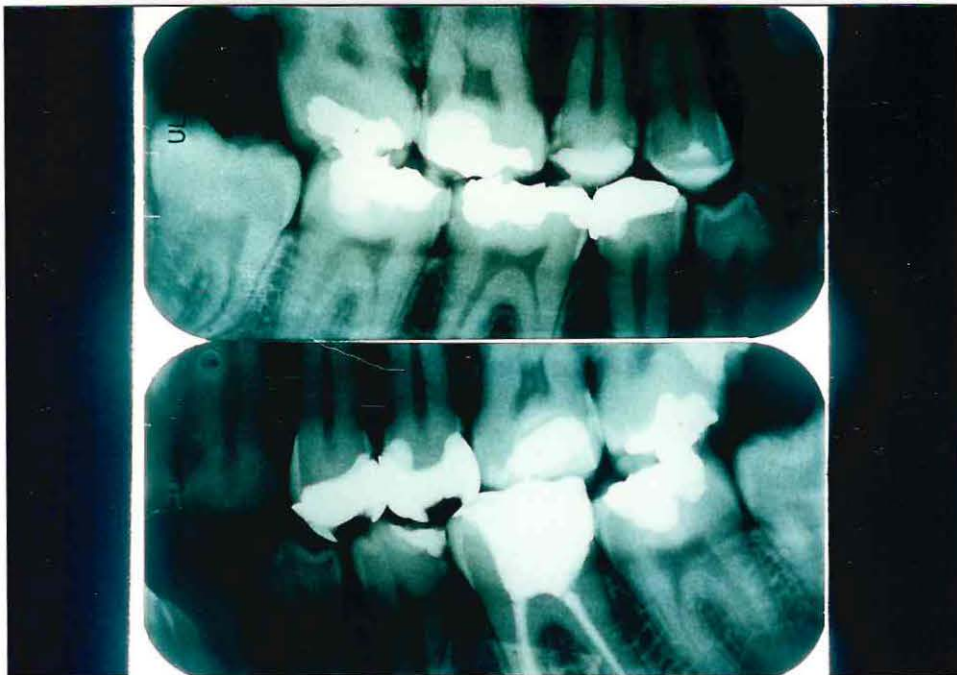


Foto 20: Radiografía previa



Foto 21: Inicio eliminación de amalgama



Foto 22: Eliminación total de la amalgama



Foto 23: Eliminación caries



Foto 24: Protección dentino pulpar y base cavitaria de cemento ionómero vítreo



Foto 25: Conformación final cavitaria



Foto 26: Impresión de la cavidad

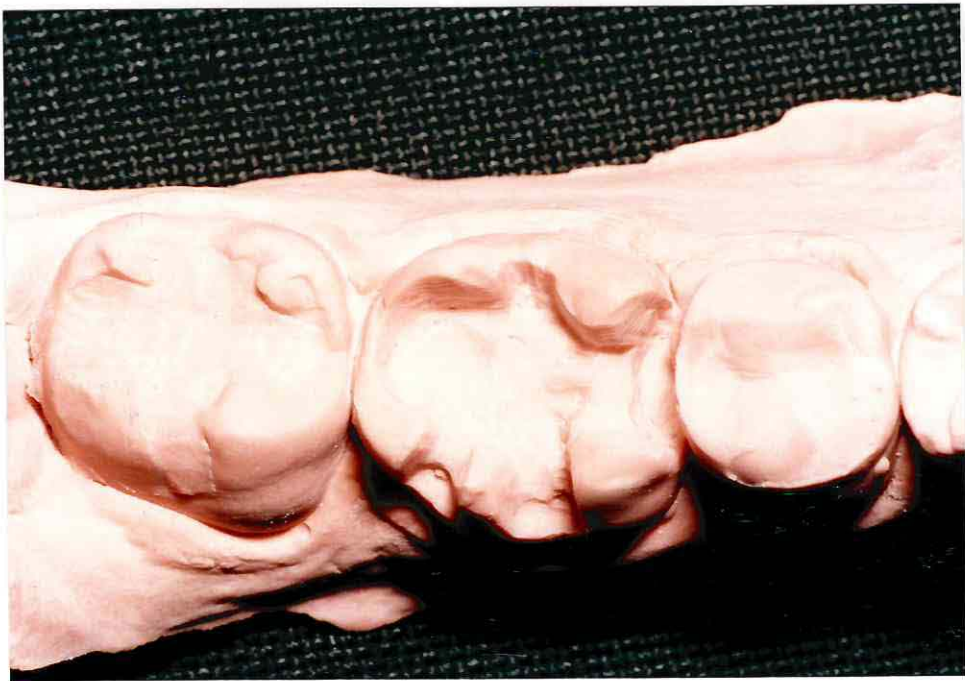


Foto 27: Modelo de yeso extraduro



Foto 28: Aplicación de silicona espaciadora



Foto 27: Modelo de yeso extraduro



Foto 28: Aplicación de silicona espaciadora

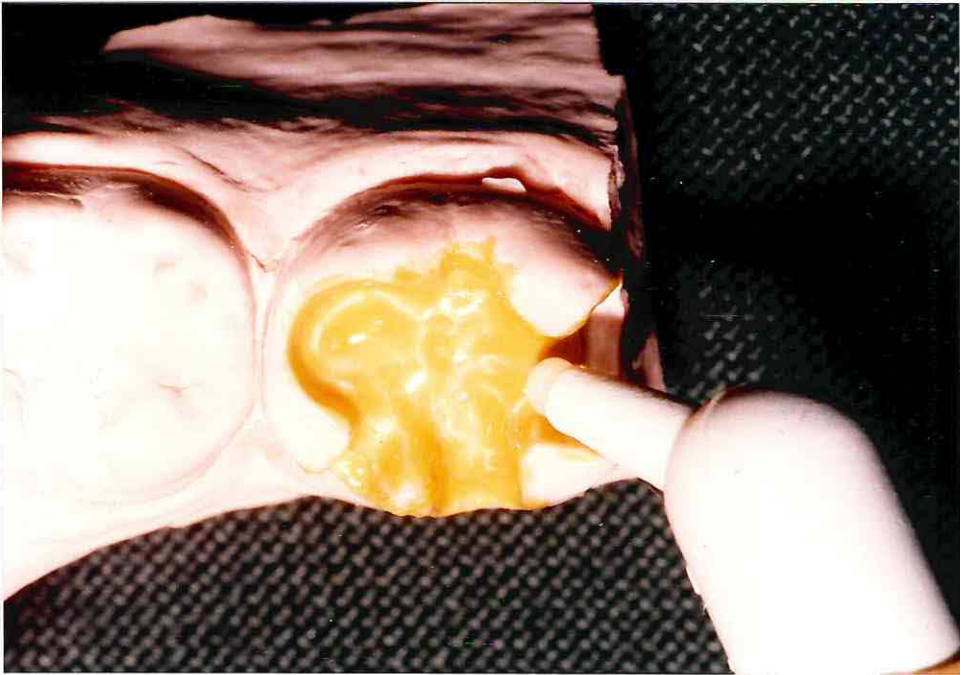


Foto 29: Aplicacion del composite en zona cervico-proximal

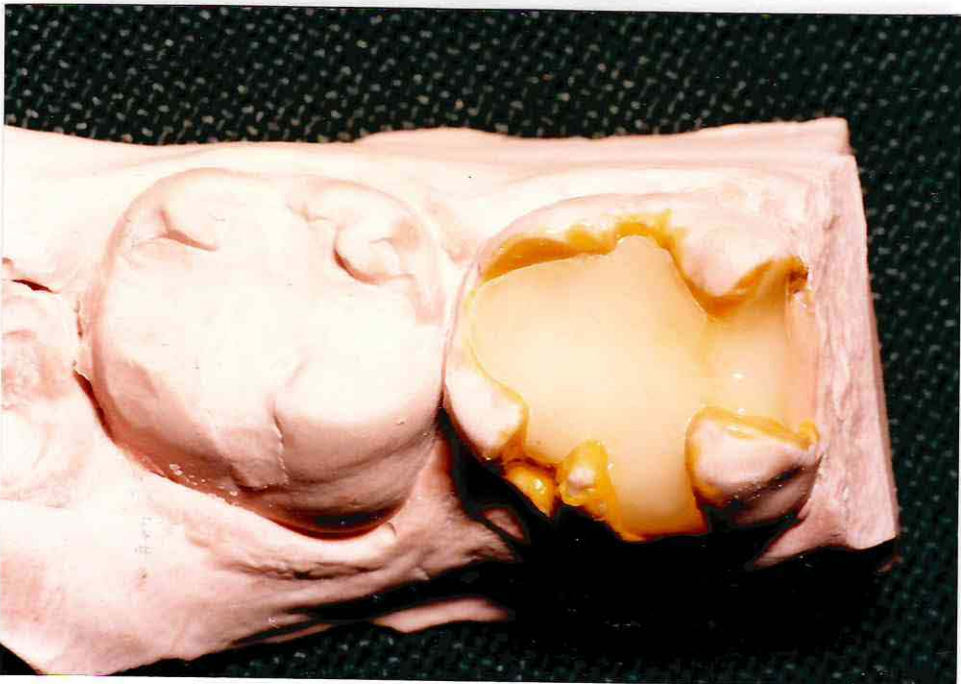


Foto 30: Aplicación parcial del composite

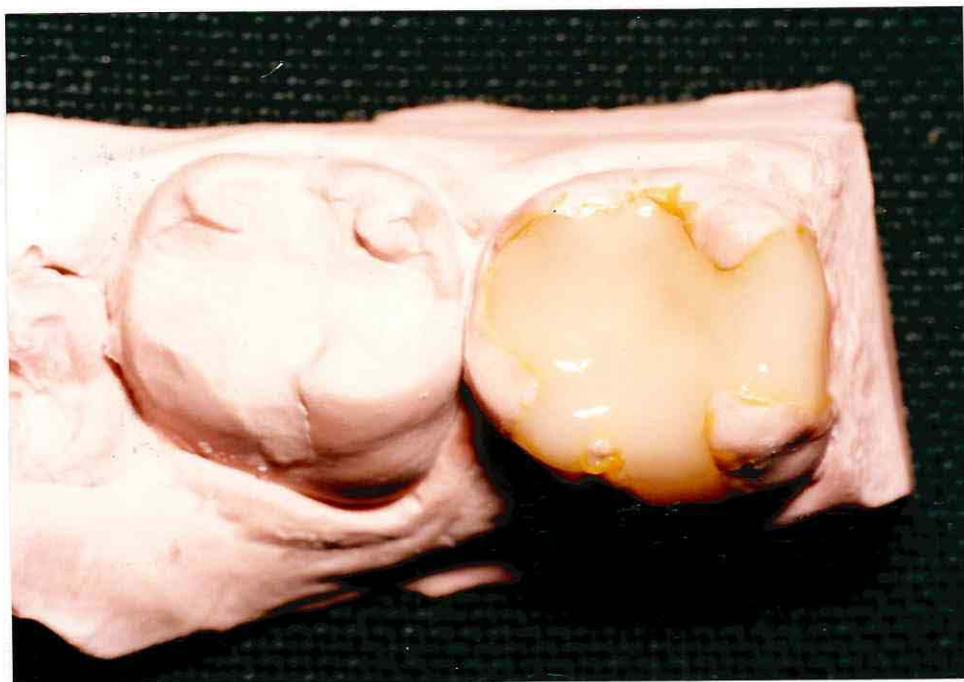


Foto 31: Terminación del inlay en el troquel



Foto 32: Fotopolimerización

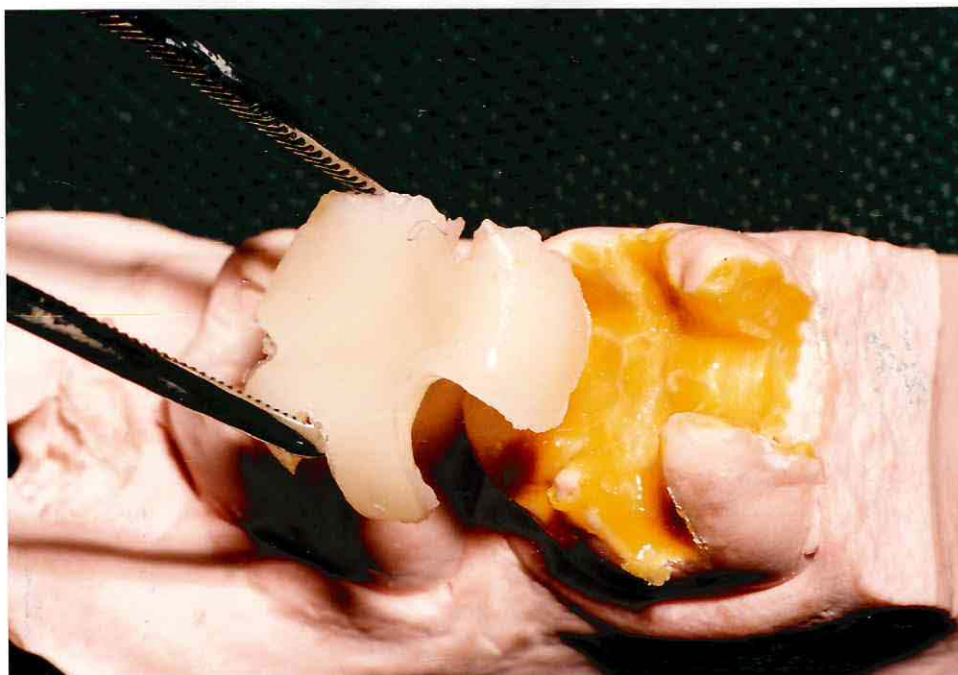


Foto 33: Retiro del inlay del modelo

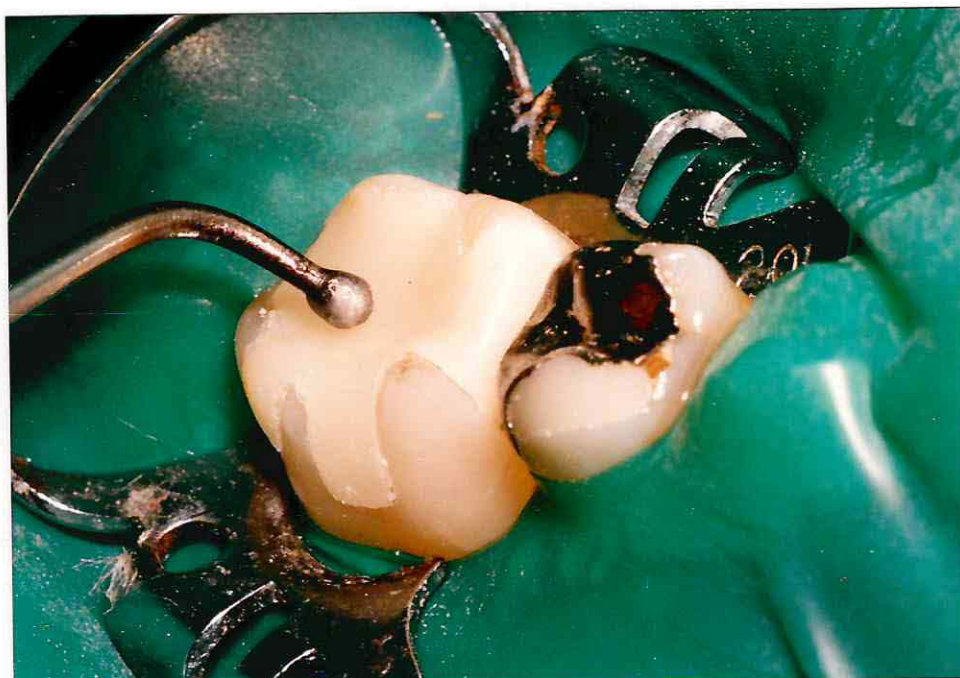


Foto 34: Prueba del inlay en la cavidad



Foto 35: Colocación de huinchas de celuloide y cuña de luciwedger



Foto 36: Aplicación del adhesivo después del grabado ácido

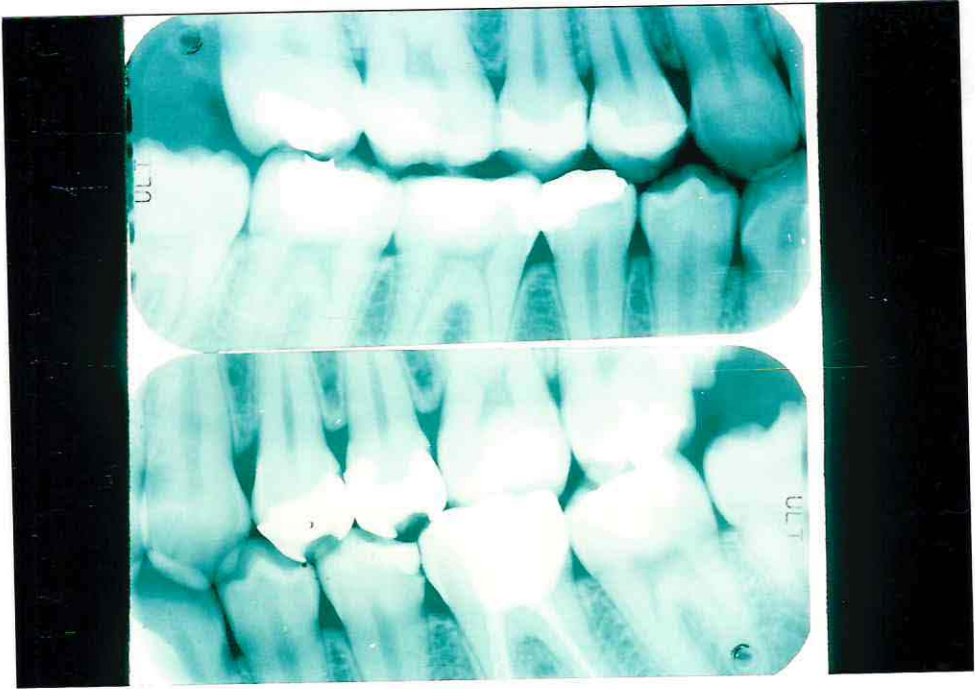


Foto 37: Radiografía post-tratamiento

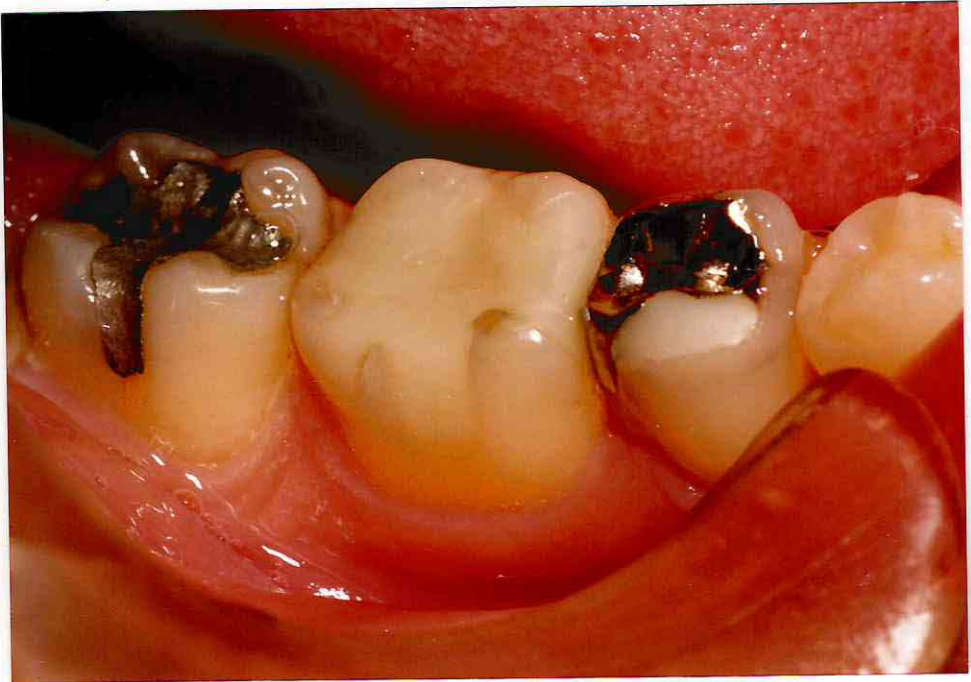


Foto 38: Vista post-tratamiento

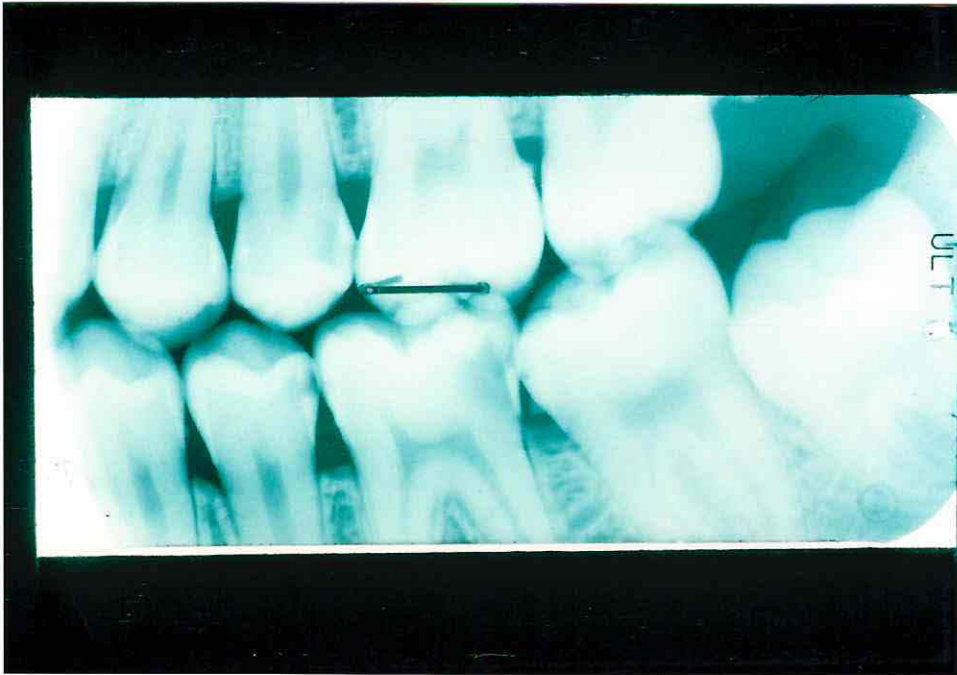


Foto 39: Radiografía previa caso ideal



Foto 40: Cavidad ideal



Foto 41: Cavidad ideal restaurada con Prisma APH Inlay System

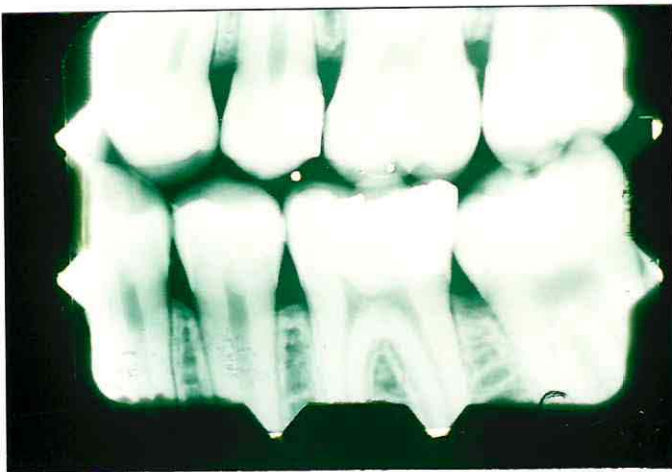


Foto 42: Radiografía postoperatoria caso ideal

Anexo N° 4

FICHA CLINICA

1.- IDENTIFICACION

NOMBRE: _____ EDAD: _____ SEXO: _____

OCUPACION: _____ RUT: _____

DIRECCION: _____

2.- ANAMNESIS

MOTIVO DE CONSULTA: _____

ANTECEDENTES: _____

OBSERVACIONES: _____

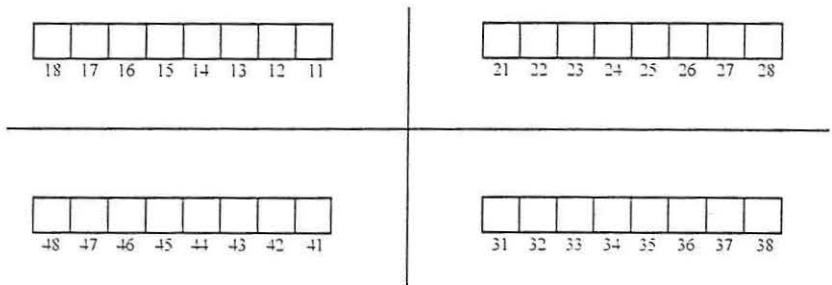
3.- EXAMEN FISICO

GENERAL: _____

EXTRAORAL: _____

INTRAORAL: _____

4 ODONTOGRAMA



ROJO
LESIONES

AZUL
AMALGAMA

NEGRO
INCRUST

AMARILLO
REST.
ESTETICAS

C O P

5.- I.H.O. (GREEN - VERMILLON)

16V	11V	26V
46L	41V	36L

$\frac{\text{TOTAL}}{6} = X$

0 - 0.6 BUENA
0,7 - 1.8 REGULAR
19 - 30 MALA

6.- GINGIVITIS (LÖE Y SILNESS)

16	
11	
26	

46	
41	
36	

I.G.

0 ENCIA NORMAL

1 INFLAMACION LEVE; LIGERO CAMBIO DE COLOR, LIGERO EDEMA NO HAY HEMORAGIA AL SONDAJE.

2 INFLAMACION MODERADA, ENROJECIMIENTO EDEMA Y BRILLO, HEMORAGIA AL SONDAJE

3 INFLAMACION GRAVE, INTENSO ENROJECIMIENTO, EDEMA ULCERACIONES TENDENCIA A HEMORRAGIA ESPONTANEA

7.- EXAMEN RADIOGRAFICO

BITE WING BILATERAL:

8.- EXAMEN OCLUSAL

CONTACTOS PREMATUROS
PARAFUNCIONES
TRAUMA OCLUSAL

9.- PLAN TRATAMIENTO

10.- PAUTA EVALUACION

TIEMPO	BIOCOMPATIBIL.	SUPERFICIE COLOR	INTEGRIDAD MARGINAL	CONTORNO FUNC. Y PROX	REST. FORT DENT
1 SEM					
1 MES					
3 MESES					
6 MESES					
1 AÑO					

