

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

"ESTUDIO "IN VITRO" DE  
LA INFILTRACION MARGINAL  
DE LOS SISTEMAS, METODOS  
Y/O TECNICAS QUE EMPLEAN  
LAS RESINAS COMPUESTAS O  
COMPOSITES."

Seminario de Tesis para optar  
al Título de Cirujano Dentista.

PROFESOR GUIA:

Dr.: OSCAR STEENBECKER G.  
Prof. Titular de la  
Cátedra de Operatoria  
Dental.

ALUMNOS:

BORIS FREDES ASTUDILLO.  
JAIME GALLARDO CARVAJAL.  
ANDRES UGALDE FLORES.



Valparaíso - CHILE.  
1992.

## INDICE

CAPITULO I	: INTRODUCCION.....	Pág. 1
CAPITULO II	: MARCO TEORICO.....	Pág. 3
	1. ADHESION.....	Pág. 3
	2. RESINAS COMPUESTAS.....	Pág. 11
	3. FENOMENO DE MICROINFILTRACION.....	Pág. 23
CAPITULO III	: OBJETIVO.....	Pág. 35
CAPITULO IV	: MATERIAL Y METODO.....	Pág. 36
CAPITULO V	: RESULTADOS.....	Pág. 59
CAPITULO VI	: DISCUSION.....	Pág. 77
CAPITULO VII	: CONCLUSION.....	Pág. 79
CAPITULO VIII	: RESUMEN.....	Pág. 80
CAPITULO IX	: BIBLIOGRAFIA.....	Pág. 81

## I. INTRODUCCION.

La microinfiltración en las restauraciones dentales ha constituido hasta hoy, un problema difícil de solucionar para la Odontología Restauradora, dado que aún no es accesible un material de restauración perfectamente adaptado o adhesivo al diente, y mientras este evento no ocurra, siempre existirá o se formará en el tiempo un espacio entre el diente y la restauración llamado **interfase diente restauración**.

Se define como **microinfiltración**, el paso de fluidos entre el diente y la restauración, acompañándose de bacterias, sustancias químicas, iones y moléculas. Esto constituye un problema intrínseco de las restauraciones dentales de obturación directa e indirecta como: amalgamas, resinas compuestas, ionómeros e incrustaciones metálicas y estéticas. Siendo clínicamente difícil de detectar en forma precisa, sólo se puede evidenciar por sus efectos.

Entre los efectos más importantes consecutivos a la microinfiltración podemos señalar: hipersensibilidad postoperatoria, caries recidivante, fracturas marginales, teñido de márgenes, e incluso lesiones pulpares irreversibles.

Aún cuando las resinas compuestas han logrado adhesión física, y en menor grado adhesión química, el uso de resinas compuestas como material de restauración se encuentra muy en auge en la actualidad dada su capacidad de brindar una estética adecuada al caso clínico y su técnica restauradora de tipo conservador por el uso de adhesivos a esmalte y/o dentina; a pesar de la gran controversia que existe sobre su duración. Uno de los distintos factores que puede inducir al fracaso de una restauración de resina compuesta es la microinfiltración.

Como todo polímero, las resinas compuestas al endurecer se contraen, variando dimensionalmente. Esto contribuye a la microinfiltración, ya que con ella, el biomaterial se despega de las paredes de la cavidad formando una microhendidura o interfase diente restauración con las consecuencias antes mencionadas.

Se suele observar un aumento de la microinfiltración, en restauraciones de resina compuesta, cuando los márgenes de la restauración terminan en dentina o cemento, en comparación a cuando terminan en esmalte tratado bajo la técnica de grabado ácido. Es por esta razón, que los investigadores desde hace más de treinta años han tenido como objetivo crear una unión resistente y durable a las estructuras del diente, el esmalte y la dentina. La unión a dentina ha sido más difícil de lograr.

Existen en la actualidad tres familias de adhesivos dentinarios compuestos como los ésteres fosfatados (ej.: Prisma Universal Bond, L.D. Caulk; Scotch Bond, 3M Corp.,

etc.), adhesivos dentinarios tipo oxalatos ( ej.: Tenure, Den-mat. ) y adhesivos dentinarios hemaglutaraldehído (ej.: Gluma, Bayer).

El de tipo ésteres fosfatados produce una unión a dentina equivalente a un 20-30% que la adhesión al esmalte grabado. Uno de los problemas más inherentes con esta unión débil, es el potencial de microinfiltración a través de la interfase diente-restauración. Los dos adhesivos nuevos, Tenure y Gluma producen una unión química covalente de la resina compuesta con la dentina, que mejora la adhesión a esta estructura.

No obstante lo anterior, los adhesivos dentinarios aún están lejos de lograr una resistencia adhesiva similar a la producida en el esmalte grabado. Sólo algunos se han acercado a la fuerza que se produce en la contracción de polimerización de las resinas compuestas. Si la logran superar, es posible que las restauraciones no se separen de las paredes cavitarias, reduciendo con ello y tal vez anulando el fenómeno de microinfiltración.

## II. MARCO TEORICO.

### 1. ADHESION.

No podemos introducirnos en el estudio del fenómeno de la microinfiltración, sin antes conocer en términos generales qué es la adhesión, ya que existe una relación muy importante entre ambos como veremos más adelante. En general, podemos decir que la microinfiltración es, una consecuencia o manifestación de la falta o falla en la adhesión.

**La adhesión se define como:**"Estado en que dos superficies son mantenidas en contacto permanente, por medio de una sustancia llamada adhesivo que es capaz de generar en la interfase fuerzas que impidan su desplazamiento, a través de enlaces químicos o ligazones puramente mecánicas." (Steenbecker 1990).

**Adhesivo:** Es una sustancia capaz de mantener unidos distintos materiales o no, por medio de enlaces de las superficies.

#### 1.1 Propósito de la adhesión en operatoria dental:

- a) Reducir la microinfiltración: Reducir la interfase diente restauración a cero.
- b) Conservar la mayor cantidad de tejido sano: Evitar eliminar tejido sano para establecer anclaje.
- c) Devolver resistencia a la estructura dentaria: Las fracturas entre el diente y el biomaterial restaurador se deben a problemas o falta de adhesión, por ejemplo, las fracturas dentarias tan frecuentemente vistas en las restauraciones MOD de amalgama se debe a la falta de adhesión entre estas estructuras (Beigelis, 1992).

#### 1.2 Requisitos físico-químicos de un buen adhesivo:

- a) Humectancia: Es la capacidad de un líquido de mojar una superficie. El adhesivo debe mojar bien la superficie del sustrato, para ello, debe tener características de baja tensión superficial y ángulo de humectancia bajo.
- b) Penetración capilar: Es la capacidad de un líquido de penetrar en las irregularidades del sustrato. El que penetre con mayor o menor facilidad depende de la tensión superficial del líquido, la energía superficial de éste y la viscosidad o fluidez del mismo.

- c) Estabilidad dimensional al endurecer: La gran mayoría de los adhesivos actuales son polímeros basados en el BIS-GMA y sin carga, por lo tanto, la contracción de polimerización sucede en el transcurso del reordenamiento de los monómeros para formar el polímero. En términos ideales, el adhesivo debe sufrir un mínimo cambio dimensional al endurecer.
- d) Coeficiente de variación térmico lineal: Este coeficiente determina el cambio de longitud por unidad de longitud de un material ante un cambio de temperatura de 1 grado celcius. Si dos materiales adhesivos presentan coeficientes altamente disímiles, la unión adhesiva puede verse afectada, puesto que ante una misma variación de temperatura, experimentarán variaciones volumétricas distintas que generarán tensiones en la interfase adhesiva pudiendo incluso producir rupturas en la fijación lograda.
- e) Polifuncionalidad: Como ideal, un adhesivo debería contener en su estructura química grupos reactivos potenciales con los componentes de la estructura dentaria y de los biomateriales a los cuales se va a unir.
- f) Debe tener una adhesión inicial alta.
- g) Fuerza de adhesión superior a 13 MPa. que es la fuerza aproximada que genera la fuerza de contracción de las resinas compuestas.
- h) Debe poseer terminaciones hidrofílicas e hidrofóbicas.

### 1.3 Características clínicas ideales de los materiales de adhesión:

- a) Rápido: Unos segundos para utilizar. El tiempo que requiere su uso, cuesta más que el mismo biomaterial en ciertos casos.
- b) Componentes mínimos: Preferentemente uno o dos únicos componentes reactivos para esmalte y dentina.
- c) No requiera polimerización antes de colocar la restauración: La polimerización consume tiempo y además incorpora una capa de determinado espesor.
- d) No necesite refrigeración.
- e) De fácil uso: Cada envase debe estar claramente numerados o marcados, indicando el orden de su utilización.
- f) Tamaño pequeño del Kit: Fácil de almacenar.

### 1.4 Características ideales de las superficies adherentes:

- a) Alta tensión superficial: La tensión superficial es

la fuerza de la superficie que tiene el material o tejido de acuerdo a la fuerza con que están unidos los átomos o moléculas que lo forman. Cuanto más fuerte sea esta unión, más tensión superficial y atracción tendrá el material, esto es dado por las cargas eléctricas no compensadas en su cara externa.

El esmalte dentario, la porcelana, los ionómeros vítreos, etc., son compuestos cerámicos con alta tensión superficial, es decir, permiten ser mojados con facilidad por líquidos con baja tensión superficial.

Los materiales metálicos y cerámicos tienen una unión cohesiva fuerte, por lo tanto una tensión superficial alta; los materiales orgánicos poseen una tensión superficial baja.

- b) Limpia y seca: La superficie dentaria debe estar libre de toda impureza. La limpieza debe practicarse en todos los casos ya que siempre habrá algo en la superficie dentaria, como saliva que por ser un líquido orgánico posee baja tensión superficial e impide que la superficie adherente manifieste su alta tensión superficial.
- c) Superficies rugosas v/s superficies lisas: En el caso de adhesión mecánica, es importante que la superficie sea rugosa, es decir, irregular en área y profundidad. En términos químicos, lo deseable son superficies lisas y planas donde el adhesivo pueda escurrir y humectar totalmente la superficie sin riesgo de atrapamiento de burbujas.
- d) Adaptación de las superficies: Las superficies deben estar en contacto íntimo, permitiendo la fijación del adhesivo por enlaces químicos o trabazón mecánica de las estructuras adherentes.
- e) Tratamiento de las superficies: Para mejorar las superficies de adhesión, podemos aumentar la superficie de contacto haciendo un bisel amplio, un grabado ácido, tratar o eliminar el barro dentinario según sea el caso, fluorar la dentina, etc.

### 1.5 Uniones adhesivas:

Existen dos grandes tipos de adhesión: Adhesión física o mecánica y adhesión química o específica.

La adhesión física puede ser de dos tipos: Macromecánica (macroscópica) y micromecánica (microscópica).

La adhesión física de tipo macromecánica se refiere principalmente al anclaje o retención que le damos a nuestras restauraciones por medio de formas cavitarias específicas. En estos casos, el biomaterial no queda adherido sino retenido, ejemplo: restauraciones en base a amalgamas. La adhesión física de tipo micromecánica, intenta lograr una fijación de una superficie a otra, ya sea por

introducción del adhesivo en las irregularidades de la superficie adherente o por aprovechamiento de los cambios volumétricos de un material que endurece sobre otro. En otras palabras, la adhesión física micromecánica se puede conseguir por efecto geométrico o por efecto reológico.

El efecto geométrico se basa en las irregularidades naturales u obtenidas a través de técnicas como el grabado ácido sobre esmalte con ácido fosfórico, el grabado de superficies metálicas con ácido sulfúrico o clorhídrico, el grabado de porcelana con ácido fluorhídrico, etc., y la consecutiva penetración del biomaterial adhesivo sobre estas superficies por humectancia y capilaridad. Luego, al endurecer el adhesivo, logrará trabarse micromecánicamente, siendo ésta en la actualidad, la base adhesiva de las restauraciones plástico-estéticas.

El efecto reológico, se basa en el cambio dimensional del biomaterial al endurecer, por ejemplo, la amalgama al expandirse se comprime contra las paredes reteniéndose; una resina acrílica se contrae durante la polimerización y puede fijarse a una espiga metálica.

La adhesión química o específica, se basa en los enlaces de valencia que se pueden generar entre los átomos de la estructura dentaria y los presentes en los sistemas adhesivos, vale decir, se requiere de enlaces químicos primarios, pero actualmente, sólo se ha obtenido uniones a nivel molecular de tipo secundario entre el tejido dentario y los biomateriales adhesivos.

Enlaces químicos primarios (atómicos): Iónico o electrostático, covalente y metálico.

Enlaces químicos secundarios (moleculares): Dipolos permanentes (fuerzas de Keeson), dipolos inducidos (fuerzas de Debye), dipolos instantáneos (fuerzas de London), puentes de hidrógeno.

## 1.6 Tejidos dentarios y adhesión:

- a) Esmalte: En un 95% está constituido por cristales inorgánicos de hidroxiapatita, 1% de materia orgánica y 4% de agua. Su unidad básica son prismas de aproximadamente 6 nm de diámetro.

Los cristales de hidroxiapatita tienen uniones de valencia primaria iónica, lo cual le confiere una alta energía superficial y con ello, la capacidad de atraer hacia sí sustancias con baja tensión superficial como los adhesivos poliméricos. Si el esmalte está contaminado con sangre, saliva u otros elementos, la energía superficial se ve enmascarada, por lo tanto, una profusa limpieza dentaria hará recuperar al esmalte esa energía superficial y atraer hacia sí el adhesivo para que al polimerizar,

se trabee micromecánicamente.

- b) Dentina y cemento: Son tejidos menos calcificados, y aunque poseen cristales de hidroxapatita, éstos no tienen una orientación definida y están incluidos en una trama de fibras principalmente colágenas.

Por lo tanto, cualquier tipo de unión a estas estructuras que no considere el colágeno o fase orgánica, sera insatisfactoria. Además, la presencia de componentes celulares en la dentina y su comunicación con la pulpa, limita la química de los elementos a usar.

Los tipos de unión a dentina pueden ser:

- b.1) Unión química a fase inorgánica.
  - b.2) Unión química a fase orgánica.
  - b.3) Unión mecánica a los tubulillos.
  - b.4) Unión micromecánica a dentina peri e intertubulillar.
  - b.5) Combinación de las anteriores.
- c) Barro dentinario (Smear layer): Podemos definir el barro dentinario como la acumulación de cristales submicroscópicos de hidroxapatita envueltos en restos orgánicos degenerados, producidos durante el proceso de corte dentario y depositados sobre las paredes cavitarias.

Este barro dentinario, dependiendo de los sistemas adhesivos a usar, se tendrá que dejar, preparar o quitar, siendo la tendencia actual el tratarlo o quitarlo, pero esto va a depender de los tipos de sistemas adhesivos que se utilicen. Es así que nos encontramos con sistemas que dejaban el barro dentinario como el Prisma Universal Bond (Dentsply), y el Scotch Bond Dual (3M), pero ya casi no se usan. Otros sistemas preparan el barro dentinario como el Scotch Bond II (3M) que fija el barro por intercambio iónico y depósito de sales, Prisma Universal Bond 2 y Prisma Universal Bond 3 (Dentsply) y el sistema XR Bond-Bonding System (Kerr). Por último tenemos los sistemas adhesivos que eliminan el barro dentinario como el Gluma (Bayer), Ventura Bond (Macrodent) que no elimina completamente el barro, Tenure (Dent-mat.), Sintac (Vivadent), Denthesive (Kulzer), Clearfil Photo Bond, etc.

Resumiendo, el clínico debe relacionar siempre el mecanismo de adhesión que emplean los sistemas y biomateriales adhesivos con los tejidos dentarios sobre los cuales está trabajando y así indicar el que más corresponda al caso clínico, siguiendo una cuidadosa técnica y manipulación, tal como lo indique

el fabricante, para lograr un efecto óptimo.

#### 1.7 Causas clínicas que pueden reducir o eliminar la fuerza de adhesión:

- a) Contaminación por aceite en la conducción del aire comprimido.
- b) Contaminación por agua en la conducción del aire comprimido.
- c) Contaminación por sangre.
- d) Contaminación por saliva.
- e) Tiempo de polimerización inadecuado.
- f) Alteración de la fuente de polimerización en caso de adhesivos fotoactivados, o mala proporción en los de autopolimerización.

#### 1.8 Problemas con los actuales materiales de adhesión:

- a) Las fórmulas químicas y/o las instrucciones de uso se han cambiado varias veces en varias de las compañías, causando confusión entre los profesionales.
- b) El contenido químico no está marcado en la mayoría de los envases, imposibilitando a los profesionales saber que ocurre sobre la superficie del diente.
- c) A menudo, las instrucciones se describen muy mal, sin describir los pasos exactos ni los tiempos requeridos para cada uno de ellos.

#### 1.9 Sistemas adhesivos:

Si bien, bajo las técnicas adhesivas resina-esmalte, se puede asegurar una buena retención, ésta puede ser insuficiente como barrera para la microinfiltración.

Dadas estas consideraciones, es muy importante que existan adhesiones que tengan una triple cualidad: buena adhesión mecánica a esmalte grabado e idealmente unión química a esmalte y dentina. Con ello no sólo mejoraremos la retención del biomaterial, sino que también la microinfiltración, causa de los mayores fracasos de las restauraciones en operatoria.

El paso de fluidos por la interfase diente restauración obedece en primer término a la falta de unión entre el diente y la restauración, esta separación hace que la interfase actúe como un tubo capilar, facilitando el paso de fluidos de baja tensión superficial y alto poder de humectancia. En cambio cuando existen variaciones de temperatura, esta interfase puede ser aumentada o disminuida por variaciones dimensionales disímiles entre el diente y la restauración, causada por coeficientes de variación térmico lineal distintos entre ellos. Este hace que el tubo capilar se transforme en una bomba aspirante e impelente que succiona o expulsa fluidos desde su interior. A este

fenómeno algunos autores lo denominan percolación.

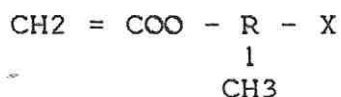
En las amalgamas el profesional puede impedir estos fenómenos, mediante la aplicación de barniz cavitario, para ser finalmente la misma amalgama la que resuelva esta falta de unión llenando la interfase con productos de su oxidación y corrosión en el medio bucal. También ayuda a cerrar la interfase la deformación permanente que una amalgama sufre bajo su límite elástico, fenómeno llamado "Creep".

En las resinas compuestas la situación cambia. Hasta inicios de la década de los '80 sólo existían los adhesivos mecánicos a esmalte. Pero apartir de esta fecha aparecen los adhesivos con doble o triple funcionalidad: adhesivos mecánicos a esmalte y químicos a dentina; y adhesivos mecánicos a esmalte y químicos a esmalte y dentina.

El primer adhesivo dentinario que aparece es el Dentin Adhesit (Vivadent). A partir de este momento el desarrollo industrial ha sido meteórico.

Como dijimos anteriormente, los agentes adhesivos contienen moléculas con la habilidad de crear una unión química con la dentina y también con la resina compuesta. No se debe olvidar que la unión mecánica a esmalte siempre es posible de lograr.

La molécula adhesiva tiene un grupo metacrílico (doble enlace) para unirse a una resina, un grupo R (componente no reaccional) y un grupo X con potencial de unión química a dentina.



El grupo reactivo X creará una unión iónica al calcio de los prismas de la hidroxiapatita, o una unión covalente a proteínas dentinarias, preferentemente presentes en el colágeno. También es posible que la molécula completa desarrolle uniones intermoleculares dipolares, que juegan un rol importante en la adhesión. El acceso al calcio o al colágeno de la superficie dentinaria puede ser logrado mediante un pre-tratamiento con quelantes (Ej: EDTA) en la superficie de la dentina al remover el barro dentinario; en el caso en que no se remueva el barro dentinario se utilizan sustancias que pueden atravesarlo, solubilizándolo y fijándolo, pero por sobre todo depositando sobre él, sales que faciliten la unión dipolar posterior con el adhesivo aplicado (Steenbecker, 1990).

#### 1.10 Clasificación de los sistemas adhesivos dentinarios:

- a) Ácidos Carboxílicos y derivados: El representante de este grupo es el NPG-GMA (N-Fenilglicidina-

Metacrilato de glicidilo), que puede lograr uniones iónicas con el calcio dentinario por quelación, o unirse a iones precipitados sobre la superficie de la dentina, como iones Fe o Al.

La fuerza de unión de estos adhesivos es baja, es por esto que, se le agrega una combinación de PMDM (Dimetacrilato de ácido pirometílico) o de 4-Meta (Anhídrido ácido-4-meta-criloxietil-trimetílico), la unión adhesiva obtenida puede llegar a 13 MPa.

El TBB (Tributil borato) mezclado con MMA (Metil metacrilato), hace que los radicales butilo del TBB creen radicales libres polipeptídicos sobre el colágeno. Estos radicales actúan como iniciadores de la polimerización de MMA, por lo que el polímero resultante se une al colágeno. Cuando el TBB se mezcla con el 4-Meta o PMMA (Polimetil metacrilato) la unión puede subir a 18 MPa.

Un adhesivo representante de este grupo es el Tenure (Dent-mat.).

- b) Fosfatos: Se basan en el MPP (Metacriloxietil-fenilfosfato) y fundamentalmente en ésteres clorofosforados del BIS-GMA y HEMA (Hidroxietil metacrilato). Puede alcanzar una fuerza de unión entre 1 y 10 MPa.

El adhesivo comercial representativo es el sistema Scotch Bond II (3M), que incluye el Scotch Prep que es un acondicionador del barro dentinario, en base a ácido maleico.

- c) Isocianatos: Este tipo de sistema adhesivo es utilizado en conjunto con las resinas compuestas que contienen poliuretanos, como los productos de la Vivadent. Es así que los grupos isocianatos de los uretanos reaccionan con los grupos aminos (-NH<sub>2</sub>) e hidroxilos (-OH) asociados a los polipéptidos de la dentina, formando urea y derivados de uretano. La fuerza de adhesión está alrededor de 2 MPa.

- d) Aldehídos / Cetonas con metacrilatos conteniendo hidrógeno activo: Los aldehídos o cetonas mezclados con metacrilatos que contienen grupos hidroxilos, aminos o carbamina promueven la unión entre dentina y resina compuesta. Con un HEMA (Hidroxietil metacrilato) que se une a un aldehído y éste mediante la amina al colágeno. Los aldehídos son: el glutaraldehído y el aldehído propiónico. Se ha mostrado que una mezcla acuosa de glutaraldehído y HEMA; como el sistema GLUMA (Bayer) puede alcanzar una fuerza de unión de 18 MPa. Si cambiamos en la mezcla el glutaraldehído por el aldehído propiónico o ciclopentanona se obtienen fuerza de unión de 15 MPa y 11 MPa respectivamente. Es importante hacer notar que este sistema adhesivo retira el barro dentinario (Steenbecker, 1990).

## 2. RESINAS COMPUESTAS

### 2.1 Historia:

Hoy en día en odontología, se entiende por estética, la armonía morfofuncional, acercándose lo mas posible a la naturalidad. Es por esto que se comenzó hace algún tiempo a crear biomateriales plásticos estéticos, comenzando por los cementos de silicato, para dar luego paso a las resinas acrílicas y llegando hoy en día a las resinas compuestas. Si bien el cemento silicato en su tiempo surgió como un buen material para restauración del sector anterior, acompañado de su característica anticariogénica por la liberación de flúor, adolecía de una característica importante cual era su durabilidad, debido a que tiene una alta solubilidad en ambiente ácido y una baja resistencia a la abrasión. Esto dio paso al desarrollo de las resinas, y las primeras fueron las resinas acrílicas que si bien contaban con una adecuada estética, tenían el problema que sufren todos los polímeros, su contracción de polimerización, es decir su cambio volumétrico al endurecer lo que crea una interfase diente restauración y consecuentemente un problema difícil de solucionar para la odontología contemporánea como es la microinfiltración.

El primer intento por disminuir la microinfiltración, es decir aumentar la adhesión de los materiales a la preparación cavitaria, comenzó en la década del 50 por Bonocuore, quien publicó un artículo llamado "Un método simple para la adhesión de las resinas acrílicas", utilizando ácido fosfórico y cítrico en diferentes concentraciones y niveles de pH, logra descalcificar superficialmente el esmalte, con el objeto de retener en mejor forma a estas resinas de autopolimerización, que como ya se dijo, fracasaban por su alta contracción de polimerización y notable diferencia de coeficiente de variación térmico lineal, respecto del diente. Sumado a estas características negativas, se agrega, su baja resistencia, su inesperado cambio de color y su alta absorción de agua.

Al inicio de la década del 60 Bowen, crea un copolímero uniendo dos monómeros distintos en una cadena polimérica. El resultado de esta unión es el BIS-GMA, (Bisfenol A-metacrilato de glicidilo) que hoy en día es la base que sustenta la gran mayoría de las resinas compuestas.

Cuando a este BIS-GMA (relleno orgánico) se le adiciona partículas cerámicas (relleno inorgánico), previamente tratadas para producir una unión química entre ambas, y se le agregan los mismos reactivos de polimerización de las resinas acrílicas y además se ocupan las técnicas de grabado ácido a esmalte, nos enfrentamos a la aparición del primer material restaurador plástico estético de aplicación directa

y con cualidades adhesivas, como lo son las resinas compuestas.

Estudios posteriores en polímeros hacen aparecer al cemento de policarboxilato y a los cementos de vidrio de ionómero, por derivación del cemento fosfato y silicato respectivamente. Su cambio base fue reemplazar el líquido de ambos (ácido fosfórico), por ácido poliacrílico.

## 2.2 Química de los polímeros.

Si bien hemos hablado mucho de polímeros, aún no hemos dado su descripción y como se ha dado su desarrollo para llegar a los materiales de hoy en día y entender su estructura y función.

Polímero significa "muchos miembros", y está formado por unidades estructurales llamadas monómeros, que se van uniendo (reacción de polimerización) en cadena dando por resultado un polímero.

Se llaman polímeros por adición, aquellos en que se va agregando sólo unidades monoméricas. Otros polímeros que involucran la producción de subproductos en la reacción como agua o alcohol, son llamados polímeros por condensación.

Los polímeros con un sólo tipo de monómero se llaman homopolímeros y por el contrario los copolímeros son los que están formados por más de una unidad monomérica que se repite, estos presentan más propiedades, ya que están dadas por la suma de sus monómeros constituyentes.

## 2.3 Tipos de resinas poliméricas.

Una resina es un polímero orgánico, en base a la molécula de carbono, que es susceptible de ser moldeada y desformable antes de su endurecimiento químico o físico, las de mayor importancia en odontología son :

- a) Resinas Vinílicas : En base a etileno.
- b) Resinas Acrílicas : En base al ácido acrílico.
- c) Resinas Epóxicas : Que tiene grupos reactivos epóxicos o etoxileno, y en su forma más simple la molécula epóxica está representada por el éter diglicérido de bis-fenol-A.
- d) Resinas Compuestas: Se obtiene por polimerización de dos monómeros distintos para formar un copolímero. El principal y base de todas las resinas compuestas es el BIS-GMA, también llamada molécula de Bowen, la cual es el producto de una resina epóxica (el Bisfenol A) y una resina acrílica (el metacrilato de glicidilo). Por esto diremos que una resina compuesta es un copolímero, BIS-GMA, más la adición de partículas cerámicas, sílice, que previamente es tratado por una reacción de silanización, para producir una unión química entre ambas (BIS-GMA - Sílice) y además a esta mezcla se le agregan

reactivos para conseguir su polimerización o endurecimiento.

#### 2.4 Requisitos que debe cumplir una resina compuesta.

Es de gran importancia conocer la composición y requisitos de cualquier material de obturación, ya que esto le permite relacionar los componentes del material y sus cualidades acseguibles.

Desde la creación de las resinas compuestas han transcurrido 30 años de evolución, y todos los materiales creados buscan conseguir requisitos básicos como:

- Estética similar a los tejidos dentarios.
- Biológicamnnete compatibles.
- Funcionalmente resistentes.

Con un fin didáctico dividiremos estos requisitos en cuatro grupos:

##### a) Requisitos físico-químicos:

- Buenas cualidades mecánicas:
  - Resistencia a la torsión.
  - Módulo de elasticidad.
  - Resistencia a la presión.
  - Dureza.

- Coeficiente de variación térmico lineal similar al diente.
- Escasa o ninguna hidratación.
- Escasa o ninguna solubilidad.
- Escasa o ninguna contracción al endurecer.
- Elevado grado de polimerización.
- Buena capacidad de almacenaje. Si se mantiene en refrigeración el material se aumenta la vida útil.

##### b) Requisitos técnicos de elaboración:

- Fácil elección de color.
- Viscosidad óptima, que permita un buen manejo clínico del material.
- Escasa o ninguna sensibilidad del material no polimerizado a la humedad.
- Muy buena pulibilidad.
- Autopolimerización :
  - Suficiente tiempo de trabajo.
  - Aceptable tiempo de polimerización.
- Fotopolimerización :
  - Aceptable tiempo de irradiación.
  - Mayor profundidad de polimerización.
  - Escasa sensibilidad frente a la L.U.V.
  - Técnica de capas posible.
  - Fotopolimerizador de gran prestación y seguridad en el funcionamiento.

c) Requisitos clínicos:

- Muy buena estabilidad general en la boca.
- Buen ajuste cromático a la substancia dura del diente.
- Buena estabilidad del color frente a:
  - UV-luz.
  - Calor/frío.
  - Otros medios colorantes (café, té, medicamentos).
- Suficiente radiopacidad.
- Muy buena adaptación en el margen de la cavidad.
- Adherencia a la substancias duras dentarias.
- Alta estabilidad del margen durante su tiempo de utilización.
- Sería favorable la liberación de fluoruros.
- Escasa o ninguna tendencia a depositar placa.
- Poseer agentes bactericidas.

d) Requisitos toxicológicos:

- Equilibrio:
  - Relación entre su utilidad y riesgo
- Resultados:
  - La utilidad debe ser mucho mayor que el riesgo (R. Janda, 1989).

## 2.5 Composición, cualidades y propiedades conferida por los componentes de las resinas compuestas.

La composición de las resinas compuestas es variada, pero para su mejor comprensión nos guiaremos por el siguiente esquema:

- a) Relleno orgánico o monómero.
  - b) Relleno inorgánico.
  - c) Diluyentes y plastificantes.
  - d) Inhibidores de la polimerización.
  - e) Colorantes, tinciones y pigmentos.
- a) Relleno orgánico (monómero): Por lo general los monómeros son exclusivamente di o triéster de ácido metaacrílico con alcoholes de elevado peso molecular que están en situación de reaccionar uno con otro, y así, poder formar un armazón de polímero muy estable (Janda, 1989). El principal es el BIS-GMA (molécula de Bowen), que deriva de una resina epóxica en que sus grupos terminales han sido cambiados por metacrilatos, por lo tanto debemos considerarla como una resina de dimetacrilato o más específicamente, como un dimetacrilato aromático (Steenbecker, 1990). Este tipo de combinación del metacrilato se distingue por una serie de ventajas que son:
- Elevada reactividad, polimerización completa de los monómeros, esto ocurre en condiciones de temperatura muy suaves (temperatura ambiental).
  - Muy buenas cualidades mecánicas del polímero.

- Muy buena estabilidad general del polímero en el medio oral.
- Resultados toxicológicos escasos.

La molécula se compone de dos grupos metacrílicos que tienen como función la reactividad, es decir permite la reacción de polimerización, y un grupo X que influye sobre los siguientes parámetros del material:

- Cualidades mecánicas.
- Hidratación: Esta se reduce, cuando existen pocos o ningún grupo atómico capaces de establecer uniones de puentes de hidrógeno (átomos de oxígeno o grupos hidroxilos) y, por lo tanto, no se ejerce sobre el agua una afinidad especial.
- Contracción: Disminuye cuando hay un incremento longitudinal de la cadena X, ya que se aumenta la relación peso molecular / cantidad de doble enlaces, es decir en la formación de una cadena de longitud determinada hay que unir un menor número de monómeros (en una cadena larga), que en una cadena corta en que son necesarios más monómeros.
- Grado de polimerización.
- Viscosidad: Generalmente el incremento del peso molecular, aumenta también la viscosidad del monómero.
- Sensibilidad a la humedad del material no polimerizado. Es importante, ya que se pueden formar uniones puente de hidrógeno, cuando las cadenas son cortas y hay menos cantidad de grupos atómicos contenidos en la molécula.
- Estabilidad general en el medio bucal.
- Cualidades toxicológicas. (R. Janda, 1989)

La cantidad de relleno orgánico fluctúa entre un 20-50%, dependiendo de la cantidad, tamaño y tipo de relleno inorgánico. A mayor carga, menor tamaño de partícula, menor cantidad de relleno inorgánico. (Steenbecker, 1990)

#### b) Relleno Inorgánico o material de relleno:

Varios son los tipos de relleno utilizados, siendo los más comunes el cuarzo, el vidrio de boro silicato y la sílica pirolítica, pero además se incluyen, entre otros, al silicato de litio y aluminio, y diversos vidrios de aluminio silicatos. El uso de silicato de litio y aluminio tiene la particularidad de tener un coeficiente de variación térmico lineal negativo.

La radiopacidad deseable en un material restaurador es parcialmente obtenida en base a rellenos de vidrio que contengan metales pesados, especialmente vidrios de fluoruro de bario. Pero lamentablemente, este tipo de vidrio afecta las propiedades estéticas.

El relleno puede ser en forma de fibras, esferas, partículas irregulares cuyo tamaño fluctúa entre 0,04  $\mu\text{m}$  hasta 40 o 60  $\mu\text{m}$ , lo cual sirve para clasificarlos: en Macropartículas, Micropartículas, Partícula pequeña e Híbridos.

Mientras mayor cantidad de relleno inorgánico por unidad de peso (mayor carga), mayor es la resistencia obtenida. La capacidad de pulido de una resina compuesta varía notablemente según el tamaño de su partícula. A menor tamaño, mayor facilidad de pulido.

- b.1) macrorrelleno: Se caracterizan por tener una partícula cuyo diámetro varía entre 1 a 15 o 20  $\mu\text{m}$ . Partículas mayores fueron utilizadas en las primeras resinas compuestas.

Las resinas con tamaño de partícula entre 1 y 11  $\mu\text{m}$  de diámetro se denominan: sistemas de macrorrelleno de partícula pequeña. Con ellos es posible conseguir una superficie lisa más mate o menos reflectante que la observada en el grupo de microrrelleno, por lo tanto se consideran semipulibles.

Si el tamaño de la partícula es superior a 10  $\mu\text{m}$ , éste material será no pulible presentando una superficie mate carente de brillo.

Se les denomina sistemas de macrorrelleno de partícula grande o macropartícula.

Para ambos sistemas el porcentaje de carga se encuentra entre el 75-80%, lo cual los ubica entre los más resistentes, pero menos pulibles.

Marcas comerciales de macrorrelleno de partícula grande : Adaptic, Concice, Visiofil, etc. De macrorrelleno de partícula pequeña : Profile, Simulate, Prismafil, Estilux, Comand, Aurafil, etc.

- b.2) microrrelleno: Por lo general el relleno es sílica coloidal, llamada también sílica pirolítica, que es un polvo blanco fino cuya partícula mide aproximadamente 0.04  $\mu\text{m}$ . Esto le confiere una gran capacidad de pulido, una superficie brillante y muy reflectante. Desafortunadamente el tamaño submicroscópico de su partícula no permite que la carga supere el 51-52%.

Tratando de conseguir la máxima carga inorgánica, los fabricantes pulverizan un "prepolímero" polimerizado por calor constituida por una mezcla de sílice coloidal y BIS-GMA, produciendo una resina compuesta de microrelleno.

Las así llamadas "partículas de relleno orgánico" tienen un tamaño que varía entre 20 y

100  $\mu\text{m}$  y son las responsables de la alta viscosidad de las resinas compuestas de microrrelleno.

Cuanto menos relleno tenga una resina compuesta mayor es su facilidad de pulido y menos su resistencia cuando se enfrenta a fuerzas tensionales.

Marcas comerciales de resinas compuestas de microrrelleno son : Silar, Isopast, Estic Microfill, Superfil, Certain, Durafil, Silux, Heliosit, Visio Dispers, Rembrandt, etc.

- b.3) híbridos: Son las más modernas y son llamadas así porque tienen un relleno bimodal : Micropartícula (0.04  $\mu\text{m}$ ) y Macropartícula (1-5  $\mu\text{m}$ ). Son más pulibles que las de macrorrelleno, pero menos que las de microrrelleno, y como su carga alcanza entre un 76-80%, cambian una razonable capacidad de pulido con una alta resistencia a la fractura.

Marcas comerciales de resinas compuestas híbridas son: Miradapt, Finnesse, P-10, Conclude, Brilliant Lux, Comand Ultra Fine, P-30, P50, Prisma APH.

Para obtener los máximos servicios de una estructura compuesta debe existir una buena unión química entre la matriz (relleno orgánico) y la partícula inorgánica (relleno inorgánico). Esto es necesario, tanto para obtener las mejores propiedades mecánicas, como para evitar la penetración de agua en la interfase de ambos. Es por esto que las partículas son sometidas a un proceso llamado Silanización y se trata de la estratificación de las partículas con un Silano (3-Metacriloxipropiltrimetoxisilano) (R. Janda, 1989).

En general, la partícula de relleno, sea cual sea su tamaño y forma, es cubierta con un silano, que actúa como enlace entre la matriz y el relleno. El más conocido es el Vinil Silano.

Dado que la partícula inorgánica es básicamente óxido de silicio, el agente de enlace se une a ésta por su grupo silano y hacia la matriz orgánica por su grupo vinílico de doble enlace, las uniones silánicas sobre las partículas tienden a despolimerizarse por hidrólisis en un ambiente ácido y son poco resistentes a tensiones continuas.

### c) Diluyentes o plastificantes.

Dado que el BIS-GMA es demasiado viscoso para ser utilizado solo, son empleados como diluyentes otros monómeros para reducir la viscosidad. Generalmente se trata de otros monómeros de metacrilato tales como el metacrilato de metilo o, más frecuentemente el dimetacrilato de

tetraetilenglicol.

d) Inhibidores de la polimerización.

Compuestos como la hidroquinona, resorcina o pirogalol son utilizados en las resinas compuestas con dos fines: una para evitar su autopolimerización en el almacenaje y, el otro, es para controlar que la reacción química de polimerización sea gradual y no violenta.

e) Colorantes, tinciones, pigmentos.

Por lo general a las resinas compuestas se les adicionan colorantes específicos, que pueden ser seleccionados mediante un mostrario de colores, que casi nunca es de resina compuesta, sino que de acrílico.

En otros casos los fabricantes proporcionan un set de colorantes y tinciones para ser utilizadas en caracterizaciones especiales (dientes de colores difíciles).

Se debe tener en cuenta como parámetros para la elección correcta del color a utilizar; que a menos grosor de capa de la resina compuesta, mayor traslucidez, y aclaramiento del color (Steenbecker, 1990).

## 2.6 Reacción de polimerización.

La polimerización de una resina se inicia una vez que los doble enlace presentes en los monómeros se abren y se encuentran listos para unirse unos a otros formando homopolímeros, ya sea que su monómero se repita en la cadena o la repetición sea en base a monómeros diferentes, formando copolímeros.

En las resinas odontológicas se requiere para iniciar la polimerización de un elemento llamado "catalizador o iniciador" y que generalmente es el peróxido de benzoílo. Pero este, a su vez, requiere ser activado por un "activador", que puede ser el calor (resinas de termocurado); una sustancia química como la dimetilparatoluidina o ácido sulfínico (resinas de autopolimerización); o una luz energética como la luz ultravioleta (hoy en día descartada) o la halógena (resinas de fotocurado).

a) Activación química.

Resinas compuestas llamadas de autocurado o autopolimerización.

En este caso implica la interacción entre el peróxido de benzoílo (iniciador) y una amina aromática terciaria, la dimetilparatoluidina o ácido sulfínico (activador). Este conjunto amina-peróxido

abren los doble enlaces de carbono no saturados del grupo metil-metacrilato del BIS-GMA, iniciándose la unión en cadenas de los comonomeros. Al final de la reacción de polimerización los constituyentes catalíticos no desaparecen y pueden ser causa de problemas estéticos de la restauración. El caso típico es la degradación de la amina, que químicamente es altamente inestable, produciendo un oscurecimiento verdoso que clínicamente se conoce como "decoloración por aminas".

Al margen de los problemas estéticos, los sistemas pasta /pasta de autocurado presentan otros problemas de tipo práctico:

- Es imposible proporcionar adecuadamente la pasta universal y la catalizadora.
- El mezclar dos pastas de color similar implica la inseguridad de hacerlo adecuadamente y por otra parte la seguridad cierta de incorporación de burbujas de aire a la mezcla, con esto se obtienen zonas con falta de polimerización y menor resistencia.
- Tienen mayor posibilidad de dejar monómero residual, dado que el sistema de activación puede no ser bien distribuido en el espatulado con la consecuente baja de resistencia y posibilidad de infiltración iónica hacia la dentina de estos monómeros libres.
- Tiempos de trabajo y de polimerización total que no se adecúan al trabajo clínico.
- En general, su estética es menos favorable que las de fotopolimerización, incluso vienen en una menor variedad de colores.

#### b) Activación física-fotolumínica.

En este caso el mecanismo sigue consistiendo en la generación de radicales libres, en vez de utilizar una fuente de energía química (amina-peróxido) se aplica la energía fotónica de la lámpara.

Primero se uso la luz ultravioleta, que necesita de un intermediario entre la LUV y el peróxido, estos sistemas utilizan un éter metilo de la benzoína, quien, al activarse por la acción de la LUV activa a su vez al peróxido, iniciando la reacción con la apertura de doble enlaces a nivel del metil-metacrilato de la molécula de BIS-GMA. Este sistema fue dejado de lado por su incapacidad de polimerizar en un grado clínicamente aceptable de profundidad y por su potencial riesgo cancerígeno.

Luz halógena o visible: al igual que la LUV se requiere de un mediador fotosensible y que en este caso es una dicetona y una amina. Tanto la dicetona como la amina, no interactúan en ausencia de luz.

Cuando sobre ellas actúa una luz de longitud de onda del orden de los 440 a 480 nanómetros, la cetona absorbe energía transformándose al estado de excitación. Esta cetona luego extrae electrones de la amina para producir dos radicales libres, uno derivado de la cetona y otro de la amina, que inician la polimerización activando al iniciador (peróxido de benzoílo) que rompe los doble enlaces de los grupos metacrílicos del BIS-GMA, para que estos se puedan unir y formar una cadena polimérica.

c) Ventajas de la luz halógena :

- Penetra estructuras dentarias y polimeriza grosores aceptables (2 mm) de material.
- Lámpara de más bajo costo que la de LUV.
- Menos riesgo para el operador y el paciente; siempre y cuando se evite la visión directa de la luz.

d) Ventajas de las resinas compuestas fotoactivadas :

- Una sola pasta que no requiere mezclado, por lo tanto no se incorporan burbujas de aire.
- Tiene su sistema de polimerización distribuidos en su fabricación, lo que asegura su proporción en la masa.
- Polimerización más completa si se siguen los cuidados en la técnica como grosor de capa, tiempo de exposición según color y grosor, distancia del foco emisor a la superficie a polimerizar.
- Mejor estabilidad del color y mayor diversidad.
- Tiempo de trabajo ajustado a exigencias clínicas, reducción del tiempo de trabajo en relación a resinas de autocurado (W. Garone, 1992).

e) Normas a seguir en el uso de resinas fotoactivadas :

- Acerque lo más posible la punta emisora de luz y haga que la luz incida perpendicularmente a su superficie.
- El tiempo de polimerización depende del color y grosor del material, colores oscuros y grosores mayores a 1 mm requieren más tiempo.
- Las resinas compuestas de microrrelleno son más difíciles de polimerizar que los de macrorrelleno. En los primeros hay mayor cantidad de matriz orgánica (Steenbecker, 1990).
- La contracción de polimerización puede ser dirigida, al variar la incidencia de la luz sobre la resina compuesta o polimerizar a través de los tejidos dentarios. Es importante hacer notar que también puede ser controlada la contracción de

polimerización al aplicar el material por capas (W.Garone, 1992).

## 2.7 Períodos de la polimerización.

Sea cual sea el tipo de resina a polimerizar y su activador, la polimerización pasa por cuatro etapas bien definidas:

### a) Inducción.

En esta etapa también, llamada de iniciación, el iniciador (peróxido de benzoílo) adquiere la energía necesaria que transfiere a las moléculas de monómero. Cualquier impureza presente capaz de reaccionar con los grupos activados, o simplemente la presencia de inhibidores de la polimerización, como el oxígeno o sustancias químicas como la hidroquinona, pueden retardar el proceso. Por el contrario elevaciones de temperatura lo acortan.

La energía inicial necesaria para la activación de cada unidad molecular monomérica varía entre 16.000 y 29.000 calorías por mol en fase líquida.

### b) Propagación.

Una vez rotos los doble enlaces de algún monómero, la reacción se hace autocatalítica, abriéndose los doble enlaces, ya no solo por la acción del iniciador, sino que también por los monómeros ya activados. La velocidad de la reacción por lo tanto aumenta, necesitándose sólo entre 5.000 a 8.000 calorías por mol. Es la etapa en la cual se puede verificar un alza de temperatura importante y que depende del volúmen de la mezcla que está reaccionando.

### c) Terminación.

La reacción puede terminar ya sea por acoplamiento directo entre las cadenas formadas, por transferencia de átomos de hidrógeno de una cadena creciente a otra, por agotamiento del activador e iniciador, o simplemente por el alto peso molecular adquirido que dificulta la transferencia de energía o acoplamiento de radicales libres.

En realidad, el proceso de polimerización no termina con todos los monómeros polimerizados, pudiendo quedar monómeros residuales que son importantes en la biocompatibilidad de la restauración con respecto al órgano dentino-pulpar.

### d) Transferencia en cadena.

Si bien una cadena puede haber terminado su acoplamiento de monómero, otra cadena activada puede

3.1 volver a abrirla por simple transferencia de hidrógeno. Con esto se pueden generar nuevos núcleos que permiten su ulterior crecimiento (Steenbecker, 1990).

### 3. FENOMENO DE MICROINFILTRACION.

#### 3.1 Factores que influyen en la microinfiltración de restauraciones en base a resinas compuestas.

- a) Dependiente del diente.
  - a.1) dependiente del diente propiamente tal.
  - a.2) dependiente de la relación diente restauración.
- b) Dependiente de la interfase diente restauración.
- c) Dependiente del biomaterial restaurador.
- d) Dependiente de la técnica restauradora.
- e) Dependiente del paciente.

#### a) Dependiente del diente:

- a.1) dependiente del diente propiamente tal: Existe una diferencia en la adhesión obtenida por la resina a las diferentes estructuras dentarias, llámese esmalte, dentina o cemento.

En las resinas compuesta más comúnmente empleadas en nuestro medio, vale decir, las que utilizan un sistema adhesivo en base a ésteres fosfatados, se a visto según los investigadores, que la unión a dentina es sólo de un 20-30% en relación a la unión de la resina con el esmalte (Strassler y Litkowski, 1988). La adhesión de la resina a la dentina es una unión iónica a la fase inorgánica de la dentina. La unión a esmalte es de tipo físico-mecánico, principalmente por efecto geométrico, pero para que esto se produzca el esmate debe estar correctamente tratado (libre de impurezas y humedad, además de una correcta técnica grabado ácido), ya que de este modo posee mayor energía superficial, permitiendo así la penetración de la resina en los TAGS (por humectancia y capilaridad), logrando al polimerizar, trabazón mecánica.

De lo expuesto anteriormente, y en base a estudios de los investigadores, se dice en general que la microinfiltración (desde un punto de vista adhesivo) se incrementa desde el esmalte prismático, hacia el aprismático que encontramos en el margen cervical de los dientes permanentes, luego en dentina y por último cemento, en donde

se ha visto grados importantes de microinfiltración.

En la clínica, la mayoría de los profesionales tienen más confianza en el sellado de los márgenes que acaban en esmalte grabado.

Es indudable de acuerdo a lo anterior, que mientras mayor sea la cantidad de esmalte remanente, así como también su calidad en cuanto a sus características prismáticas (esto relacionado a la técnica de grabado ácido que forma rugosidades microscópicas o TAGS de 10-40  $\mu\text{m}$  de profundidad (Strassler y Litkowski, 1988) por desmineralización de la sustancia interprismática) y espesor podremos lograr una mayor adhesión y un mejor sellado marginal que en casos clínicos en donde las lesiones a restaurar con resinas compuestas presenten poco esmalte remanente o se ubiquen muy alejados de éste, así como también en aquellos casos en donde el esmalte presente algún grado de alteración patológica como por ej. hipoplasia.

Dependiendo de la ubicación topográfica de la lesión, nos encontraremos con restauraciones de resinas compuestas sometidas a gran stress masticatorio y por ende a un mayor desgaste y pérdida de la integridad marginal de la restauración, así como también las fuerzas compresivas, traccionales o mixtas pueden sobrepasar las fuerzas adhesivas de las resinas y desprenderlas parcial o totalmente de la cavidad y producir microgrietas que favorecerá la microinfiltración.

Otro aspecto a considerar es la ubicación de la restauración en relación a la adhesión de placa bacteriana. Si bien existen zonas que acumulan menos placa bacteriana (zonas de autoclisis), si en estas zonas hay restauraciones microfiltrando, "siempre existirá placa en la interfase" (Steenbecker, 1992), generando un ambiente ácido que puede actuar solubilizando los materiales de obturación o desmineralizando las estructuras dentarias, rompiendo el sellado de la interfase, acortando la vida media de la restauración.

a.2) dependiente de la relación diente-restauración:

- textura superficial: En las restauraciones de resinas compuestas una cavidad con superficies lisas y planas, desde el punto de vista químico, favorece la humectancia en la totalidad de la superficie, no siendo así, si la superficie es rugosa dado que corremos el riesgo de

atrapamiento de burbujas dificultando la acción del adhesivo y creando así, espacios susceptibles de ser infiltrados.

En términos físicos, lo deseable es, superficies irregulares (en área y profundidad) ya que sólo así es posible obtener retención mecánica. Hoy en día para las restauraciones de resinas compuestas, se prefiere superficies rugosas dado que la retención micro-mecánica de los adhesivos es mejor que la obtenida químicamente.

- energía superficial de los tejidos dentarios: Las estructuras cristalinas como el esmalte, presentan en su cara externa cargas eléctricas no compensadas, esto les da la capacidad de atracción de sustancias y cuerpos hacia ella para compensar el desequilibrio eléctrico, permitiendo con facilidad el ser mojados por líquidos de baja tensión superficial, como las resinas de enlace. Esta energía superficial se ve disminuida cuando se encuentran impurezas como detritus y bacterias sobre la superficie adamantina y que además constituyen un obstáculo mecánico para la adhesión física-mecánica. Algo similar ocurre cuando hay un cambio del grupo oxidrilo (-OH) por un ión F<sup>-</sup> en los cristales de hidroxiapatita. Este punto relaciona adhesión-microinfiltración.

#### b) Dependiente de la interfase diente restauración:

La interfase diente restauración es una solución de continuidad entre los tejidos dentarios y la restauración, causada por la falta de adhesión.

La interfase diente restauración es un espacio que siempre está presente entre la estructura dentaria y el biomaterial restaurador, este espacio contribuye al paso de fluídos y bacterias, dado que un espacio de 2 a 20  $\mu\text{m}$ , es suficiente para la penetración de una bacteria injuriente. Para la formación de caries recidivante se requiere un espacio no menor a 50  $\mu\text{m}$ , afortunadamente este espacio es detectable con un buen instrumento dental, pero desafortunadamente está en el límite de agudeza visual, lo que dificulta la evaluación clínica del odontólogo (Nelsen y cols., 1952; Going, 1972). Por lo tanto son necesarios estudios experimentales, en base a visualización directa o por microscopía, difusores, aire a presión, tinciones, isotopos, penetración bacteriana y formación de caries experimentales para que con esta información se contribuya al desarrollo de nuevas técnicas y biomateriales que tiendan a reducir este espacio a su

mínima expresión (Bauer y Henson, 1984).

En el caso de las resinas compuestas, la magnitud de la interfase diente restauración está muy relacionada a los fenómenos de adhesión y contracción de polimerización.

**c) Dependiente del biomaterial restaurador:**

c.1) solubilidad: El grado de solubilidad de un biomaterial restaurador es modificado por la acción de alimentos pegajosos, higiene oral deficiente, cantidad, frecuencia y oportunidad de ingesta de carbohidratos y por ende de ataque ácido y por supuesto de la composición química y propiedades físicas del biomaterial restaurador (Al-Hamadani y Crabb, 1975; Cunningham y Williams, 1978; Chirsten y Mitchel, 1966). Estas condiciones pueden producir una rápida desintegración de ciertas áreas de la restauración, especialmente en zonas donde la acumulación de placa bacteriana y restos alimenticios está incrementada, como en el área cervical del diente que no es fácilmente limpiada por la acción de la saliva (Cunningham y Williams, 1978).

c.2) coeficiente de variación térmico lineal: Este coeficiente tiene un rol muy importante en la microinfiltración, ya que los tejidos dentarios y los biomateriales restauradores tienen un cambio volumétrico diferente frente a una misma variación de temperatura. Esto significa que la resina de obturación se expande al influjo del calor y que al influjo del frío se contrae más intensamente que los tejidos dentarios, lo que al cabo del tiempo puede ser causa de tensiones en la interfase diente restauración, llevando a un deterioro del margen y consecuente microinfiltración.

Lo ideal es que el coeficiente de variación térmico lineal sea el mismo para el diente que para el biomaterial restaurador, pero esto no es logrado por los materiales actuales (Bauer y Henson, 1984).

El diente tiene un coeficiente de variación térmico lineal  $11 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$  (esmalte  $11 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ , dentina  $8 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ ) y los biomateriales de obturación directa sólo se aproximan, siendo la más cercana la orificación directa que tiene un valor de  $14 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ , seguido del cemento de vidrio ionómero con un coeficiente de  $16 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ , la amalgama de  $22-28 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ , luego las resinas

compuestas con un valor de  $26-40 \times 10^{-6}$  C<sup>-1</sup> y por último las resinas de aplicación indirecta con un coeficiente de  $81 \times 10^{-6}$  C<sup>-1</sup> (Craig, 1980). De lo anterior se puede deducir que, al realizar una resina compuesta con terminación en dentina se magnificará la diferencia del coeficiente de variación térmica entre el tejido dentario y restauración que una con terminación en esmalte. Además de esto se debe considerar el tamaño de la restauración, ya que a mayor extensión se incrementará la variación volumétrica por un comportamiento en bloque de la restauración, por lo tanto de este punto de vista, debe practicarse una técnica restauradora conservadora.

Cualquier biomaterial que esté presente como restauración, a través del coeficiente de variación térmico lineal, contribuirá a la microinfiltración de la siguiente manera, en un 90% a la contracción y expansión a diferentes temperaturas y el 10% restante causado por la variación de térmica de los fluidos orales mismos (Granath, 1967; Nelsen y cols., 1952; Going, 1972).

- c.3) estabilidad dimensional al endurecer: La estabilidad dimensional al endurecer es, entre otras, una propiedad de gran importancia para los biomateriales dentales y en especial para los de obturación directa.

Durante el proceso de endurecimiento los biomateriales sufren cambios volumétricos. Algunos como la amalgama se expanden, otros como las resinas compuestas se contraen.

En el caso de las resinas compuestas la contracción de polimerización se debe a la matriz orgánica. Durante la polimerización hay un reordenamiento de las uniones químicas de los monómeros (BIS-GMA) para formar el polímero. Mientras mayor cantidad de uniones químicas se unan por unidad de volumen, mayor será la contracción de polimerización.

Existen varios factores que reducen la contracción de las resinas compuestas, el alto contenido de relleno inorgánico que poseen, reduce la cantidad de resina disponible para la polimerización a un 20-25% del total además, el tamaño molecular del BIS-GMA es de mayor tamaño que el de las resinas acrílicas, por lo que son necesarios menos pasos de polimerización.

Los fabricantes han buscado distintas formas de disminuir esta contracción de polimerización, una de éstas consiste en incorporar fragmentos prepolimerizados de resina compuesta, además de

relleno inorgánico puro, lo que tiende a reducir la cantidad de BIS-GMA o matriz orgánica que es lo que en el fondo polimeriza y será responsable de esta contracción.

Estudios sobre la magnitud de la fuerza de contracción de las resinas compuestas indican valores de 3-7 hasta 13 MPa. Mientras que para los sistemas adhesivos actuales son de 13-20 MPa.

#### d) Dependientes de la técnica restauradora:

"Los factores clínicos se deben más a la técnica que al material en sí" (Jendressen, 1992).

Obviamente una correcta técnica restauradora contribuye en gran medida a una menor microinfiltración de las restauraciones dentales. Para esto estudiaremos su implicancia dividiéndolas en tópicos referidos a :

##### d.1) dependiente de la preparación de la cavidad :

- eliminación total de la lesión: Es indudable que una correcta técnica restauradora requiere de una total eliminación de la lesión, tanto para la rehabilitación del diente, ya que un pequeño remanente dentinario puede nutrirse via interfase diente restauración permitiendo un aumento de la caries residual, como también para la adaptación del biomaterial restaurador a las paredes de la cavidad.

Lo anterior toma mayor importancia en los biomateriales adhesivos a dentina, como los ionómeros y resinas compuestas, por que estos utilizan dentina sana sobre la cual hacen precipitar sales inorgánicas o utilizan el calcio de ella y en la caries hay desmineralización de dicha dentina, además de un ambiente húmedo y ácido que dificulta la adhesión a ella.

En el caso específico de las resinas compuestas, en la eliminación de la lesión se debe tener en cuenta mantener el esmalte sin sustento dentinario pero con un grosor y calidad adecuados, para mantener mayor superficie para la adhesión mecánica.

Los principios cavitarios actuales para restauraciones de resinas compuestas implican preparaciones con gran superficie y poco volumen, conservar el esmalte y crear dentina artificial, biseles en esmalte y ángulos internos redondeados.

- biseles cavo-superficiales en esmalte: El practicar, dentro del diseño cavitario algunos biseles

cavo-superficiales, tiene por objetivo, mejorar la adaptación marginal de las restauraciones, mejorar el sellado periférico, adelgazar el grosor del material y por ende reducir su fuerza de contracción, reducir la microinfiltración y lograr armonía óptica.

En el caso de las restauraciones de resinas compuestas, además, el bisel cavo-superficial aumenta la superficie de adhesión, que conjuntamente con la técnica de grabado ácido, brinda un sellado más hermético a la restauración.

- limpieza de la cavidad: Es sabida la importancia que tiene una perfecta limpieza de la cavidad operatoria antes y durante la obturación de ella, tanto para conservar las características del biomaterial restaurador como para permitir la mejor adaptación de éste a las paredes cavitarias, disminuyendo la interfase diente restauración y la microinfiltración.

- grabado ácido: El ácido más comúnmente empleado para esta técnica es el ácido fosfórico con una concentración del 35-40% con propiedades autolimitantes (graba hasta cierta profundidad).

El grabado ácido, tiene como finalidad mejorar la adhesión micromecánica a la estructura del esmalte y el sellado marginal.

El lavado y el secado post-grabado tiene como finalidad, retirar las sales que han precipitado en los TAGS y la humedad que dificulta la adhesión.

- manipulación y aplicación: Durante la manipulación de los diferentes biomateriales restauradores, hay que tener en cuenta las indicaciones del fabricante para la preparación y manipulación dadas por el fabricante logrando sus propiedades más óptimas.

En el caso de las resinas compuestas, para mejorar las condiciones de adhesión y por ende de sellado, se recomienda la aplicación por capas no mayores a 2mm y polimerizadas separadamente.

- endurecimiento del biomaterial: Es indudable que si los biomateriales de restauración dental pudieran reducir a cero la interfase diente restauración, se eliminaría totalmente el problema de la microinfiltración.

Para ésto, se han desarrollado numerosos biomateriales con ciertas propiedades adhesivas a la estructura dentaria, con el afán de reducir esta

interfase. Esto se contrapone a veces con su forma de endurecer.

Los materiales que polimerizan, como las resinas compuestas, tienen un gran problema, su contracción de polimerización. Por lo tanto, es necesario realizar ciertas técnicas para reducirla. Una de ellas es la polimerización por capas o incrementos no mayores a 2mm, para reducir la fuerza de contracción y minimizar el desprendimiento de sus paredes.

- terminación y pulido: Este paso tiene importancia en lo referido a la perfecta adaptación del biomaterial a la estructura dentaria y a una superficie lisa y brillante del biomaterial, especialmente a nivel del margen cavo-superficial, para impedir la acumulación de placa bacteriana y restos alimenticios en porosidades y desajustes. Es bien sabido, que los discos Sof-lex (3M Products Co.) y ciertas piedras de diamante de modelado y acabado, proporcionan una calidad marginal óptima.

#### e) Dependientes del paciente:

El paciente, por ser quien porta la restauración y porque es la parte dinámica de esta problemática, a través de sus hábitos, es un factor importante de considerar, ya que una oclusión taumática o parafunciones como el bruxismo, que está presente en un altísimo porcentaje de la población, ocasionan un aumento del stress mecánico, con fuerzas que podrían superar el límite elástico del biomaterial restaurador, pudiendo provocar en la zona marginal de la restauración deformaciones y/o fracturas marginales, así como también generar fuerzas que superen la unión adhesiva en el diente y la restauración rompiendo el sellado.

Por otra parte, hábitos alimenticios que generen cambios bruscos de temperatura en repetidas oportunidades durante el día (ej.: un buen bebedor de café) produce, por la diferencia del coeficiente de variación térmico lineal entre la estructura dentaria y el biomaterial restaurador, una modificación de la dimensión de la interfase diente restauración y así un aumento de la microinfiltración.

Estas dos consideraciones, sumadas a una mala higiene oral, emperoran rápidamente las condiciones marginales de las restauraciones.

### 3.2 Consecuencias de la microinfiltración:

Las consecuencias de la microinfiltración son todos aquellos efectos que se pueden derivar del paso de fluidos y otros elementos a través de la interfase diente restauración. Dentro de las manifestaciones clínicas de la microinfiltración se encuentran principalmente, la hipersensibilidad o dolor post-operatorio, caries recidivante, lesiones pulpares (hiperemia, necrosis), pérdida de la integridad marginal (solubilidad, desintegración, fractura), decoloración o pigmentación (teñido de los márgenes y estructura dentaria), fractura dentaria, desalajo de la obturación, etc.

A continuación desarrollaremos las más importantes de ellas en forma separada para su mejor entendimiento, pero debe considerarse que estos eventos no ocurren separadamente sino que interrelacionados dinámicamente.

- a) **Hipersensibilidad post-operatoria:** Existen varias teorías que explican la sensibilidad dentinaria de las cuales la más aceptada es la siguiente:

Teoría de Brännström y Amström :

La naturaleza tubular de la dentina permite movimientos de fluidos dentro de los tubulillos dentinarios ( estimulación mecánica ) que son registrados por las terminaciones nerviosas libres ubicadas en la pulpa cercana a la dentina. Los movimientos de los fluidos pueden ser provocados por estímulos térmicos, cambios de osmolaridad, estímulos físico-mecánicos (compresión, descompresión), etc. Esta teoría es la más aceptada actualmente.

Durante mucho tiempo, se ha creído que la causa principal del dolor post-operatorio en restauraciones dentales era la acción química de los biomateriales de obturación. Por ejemplo se creía que la necrosis pulpar observada tan frecuentemente en restauraciones de silicato se debía a su acidez (Zander, 1959), sin embargo, el cemento de vidrio ionómero con un pH igualmente bajo, no produce irritación pulpar (Iwaku y cols., 1980). También se creía que la irritación en restauraciones de resinas acrílicas se debía a la amina que actuaba como activador del catalizador, posteriormente se cambió ésta por ácido sulfínico y se observaron respuestas idénticas, por lo que se sospechó que la irritación podía ser inducida por el monómero residual pero tampoco se lograron pruebas fehacientes de ello (McLean y Kramer, 1952).

Stanley et al. estudiaron por separado ocho componentes de las resinas compuestas y encontraron que no había respuesta pulpar importante en ninguno

de ellos. Por lo tanto, se comenzaron a plantear otros factores influyentes en la irritación pulpar (Stanley y cols., 1979).

En 1972 Brännström y Nyborg investigaron la irritación en dientes restaurados con resinas compuestas y concluyeron que la resina por sí sola no era irritante, sino que la causa de irritación era las toxinas generadas por las bacterias residuales o bacterias que habían ingresado y nutrido a través de la microinfiltración (Brännström y Nyborg, 1972).

Lundy et al. consideran también la penetración de saliva como factor de hipersensibilidad post-operatoria en una restauración infiltrada (Lundy y Stanley, 1969).

Existe otra teoría que explica algunos casos de hipersensibilidad post-operatoria y dice que el desprendimiento del biomaterial restaurador de las paredes dentinarias podría generar dolor post-operatorio incluso sin infiltración, por efecto de vacío. Esto ocurriría cuando una resina con un alto coeficiente de variación térmico lineal y un módulo de elasticidad bajo se somete a stress térmico o mecánico, el espacio del suelo dentinario sufre modificaciones de volumen y presión originando un mecanismo de fuelle, incluso cuando el margen está completamente sellado (Inokoshi y cols., 1982). Esta acción puede irritar la pulpa por impulsión de fluidos, ácidos o sustancias químicas a lo largo de los tubulillos dentinarios. Un buen ejemplo de ello es la hipersensibilidad post-operatoria de la Técnica de Sandwich. El ionómero utilizado solo es compatible con la pulpa, pero si se combina con resinas compuestas, podría en ciertos casos, producir hipersensibilidad. Esto se debe a que la adhesión entre el ionómero y la resina es más fuerte que entre ionómero y dentina, por lo tanto, si se usan grandes volúmenes de resina compuesta, la contracción puede ser tan fuerte que puede romper la unión ionómero-dentina y generar un efecto de vacío que estimularía la dinámica de fluidos a lo largo de los túbulos produciendo dolor post-operatorio (Fusayama y cols., 1988). La acción de fuelle (pumping action) podría producirse con mayor frecuencia e intensidad en aquellas resinas con bajo contenido de relleno inorgánico.

- b) **Caries recidivante:** "Proceso de caries que se inicia en las vecindades de los márgenes de una obturación defectuosa, lo que favorece la retención de alimentos y la formación de placa bacteriana (Brown, 1985).

Se puede producir una caries recidivante cuando se presentan ciertas condiciones tales como restauraciones con forma y contorno incorrecto (exceso o déficit de biomaterial), mal terminadas, baja estabilidad dimensional del biomaterial restaurador y una dimensión de la interfase propiamente tal que permita la colonización bacteriana, higiene oral deficiente del paciente, etc. Al conjugar estos factores se produce la colonización de la placa bacteriana a nivel de la interfase diente restauración. La placa bacteriana madura, comienza a producir ácidos que atacan tanto a los tejidos dentarios desmineralizándolos como a los biomateriales restauradores, solubilizándolos y desintegrándolos (Barrancos, 1987). En el caso de las resinas compuestas puede actuar desintegrando el agente de enlace vinil-silano, por hidrólisis (Clark y Pluddemann, 1963; Pluddemann, 1970).

Luego se produce una invasión microbiana masiva con producción de toxinas de las cuales la principal es el ácido láctico (Fusayama, 1980) y consecutivamente una desmineralización progresiva de la dentina peri e intertubulillar (Fusayama, 1966), de aquí en adelante el proceso carioso continúa con su historia natural.

Cabe hacer notar que, aunque aparentemente no exista cavitación, la viabilidad de los microorganismos está asegurada por la microinfiltración de donde pueden lograr nutrición.

- c) **Desalajo de la obturación:** Se entiende por desalajo de la obturación, el desprendimiento de parte o toda una restauración dentaria de las paredes cavitarias, pudiendo quedar sueltas en dicha cavidad o salirse completamente de ella.

Esta consecuencia puede producirse en cualquier tipo de restauración, debido a la falta de adhesión (Beigelis, 1992). Por ej. en el caso de restauraciones en base a incrustaciones, independiente de otros factores (falta de anclaje, ajuste, etc), la microinfiltración contribuye a la solubilización de los biomateriales de cementación, rompiendo el sellado de la interfase y permitiendo el desarrollo de una caries recidivante que favorecerá un desalajo futuro de la restauración.

En relación a las resinas compuestas, su desprendimiento se produce principalmente por una mala técnica adhesiva, empezando por un incorrecto grabado ácido, es decir, que el esmalte no haya quedado suficientemente grabado o que éste sea insuficiente para retener por sí solo una obturación de resina compuesta. La adhesión además, puede verse



interferida por una incorrecta preparación de las superficies como la contaminación por saliva, aceite y grasa (provenientes de un aire contaminado, piel del operador, etc.) y otros elementos.

Otro factor que puede producir desprendimiento de una restauración de resina compuesta es la polimerización insuficiente de la resina fluida, que no soportará la oclusión que se ejerza sobre la restauración y se irá microfracturando favoreciendo la microinfiltración.

La microinfiltración rompe el contacto íntimo entre la superficie dentaria y el material adhesivo lo cual terminará en el desalajo total o parcial de la restauración.

### III OBJETIVO

#### 1. General:

Analizar y comparar el grado de microinfiltración en restauraciones Clase V de Black obturadas con resinas compuestas fotoactivadas.

#### 2. Específicos:

- 2.1 Análisis y comparación de la microinfiltración en restauraciones de amalgama con y sin la aplicación de barniz cavitario.
- 2.2 Análisis y comparación de la microinfiltración en restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas, con dos sistemas adhesivos, según indicaciones del fabricante.
- 2.3 Comparación de la microinfiltración de restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas en relación a similares restauraciones de amalgama.
- 2.4 Análisis y comparación de la microinfiltración de restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas en cavidades con distinta terminación cavo-superficial.
- 2.5 Experimentar variaciones a las técnicas convencionales de restauraciones de resinas compuestas y relacionarlas con su grado de microinfiltración.
- 2.6 Analizar y determinar la zona de la restauración, dentro de la corona dentaria más susceptible de ser microinfiltrada.

#### IV MATERIAL Y METODO.

##### 1. Metodología.

En este estudio se emplearon 36 premolares sanos recientemente extraídos a niños entre 10 y 13 años de edad, por indicación ortodóncica, a los que inmediatamente se les despojó de cualquier resto orgánico no dentario como tártaro, sangre, ligamento periodontal, etc. Luego se les sumergió en suero fisiológico a temperatura ambiente hasta ser utilizados.

Para facilitar su manipulación, estos dientes se fijaron en una base o troquel constituido por un trozo de manguera de poliuretano de 2.5 cm. con yeso piedra, que dejó expuesta sólo la corona dentaria (ver fotografía N°1), posteriormente se limpiaron con una escobilla de copa dura para contraángulo y piedra pómez, y se lavaron con un spray agua-aire por 30 seg. Luego se constituyeron 18 grupos de 2 dientes cada uno, seleccionados al azar, los que fueron rotulados en su base para identificar a que grupo de estudio pertenecían (ver fotografía N°1).

Luego se realizaron cavidades clase V de Black con forma elíptica a nivel de los 2/3 cervicales de las caras vestibular y palatina o lingual, pero siempre en esmalte.

A un grupo de ellas se les practicó un bisel cavo-superficial cóncavo de 1 mm. en toda la periferia y al resto se les dejó con una terminación cavo-superficial en ángulo recto. Las cavidades se realizaron ciñéndose a una pauta pre-establecida durante un período de calibración de los operadores y cuya técnica se detalla a continuación:

- a) **Calibración del instrumental rotatorio:** Las piedras y fresas usadas, se calibraron a una longitud de trabajo de 2 mm. con una banda de esmalte de uñas de color rojo, 24 hrs. antes de ser utilizadas (ver fotografía N°2).
- b) **Delimitación de la forma cavitaria:** Para ello se utilizó una banda matriz de acero inoxidable (Derfla) con la forma de la cavidad recortada en su interior y adaptada a la superficie dentaria, marcándose aquella en la corona del diente con un lápiz de grafito (0.5 mm. de diámetro) para estandarizar la forma cavitaria, la que queda por el límite interno de esta matriz. Dicha forma cavitaria se varió un poco según las características anatómicas de la superficie de cada diente, pero siempre dentro de los 2/3 cervicales de la corona dentaria (ver fotografía N°3).
- c) **Apertura cavitaria:** La apertura cavitaria se realizó con una piedra redonda de diamante para alta

- velocidad N° 801014 a la longitud de trabajo, refrigerada bajo un spray agua-aire (ver fotografía N°4).
- d) **Extensión y forma cavitaria:** Para esto se utilizó una piedra cilíndrica de diamante para alta velocidad N° 837014 refrigerada bajo un spray agua-aire, respetando la longitud de trabajo y la forma cavitaria pre-establecida (ver fotografía N°5).
- e) **Alisado de las paredes :** Para el alisado se usó una fresa cilíndrica de carbide para baja velocidad N° 211016, respetando la longitud de trabajo y la forma cavitaria pre-establecida, tratando al máximo de dejar paralelas las paredes cavitarias (ver fotografía N°6).
- f) **Terminación cavo-superficial :** Se practicaron dos tipos de terminación a nivel del ángulo cavo-superficial pero siempre en esmalte, que dependió del grupo de estudio al que pertenecían. Treinta y dos cavidades tuvieron una terminación cavo-superficial en ángulo recto, al resto (40 cavidades), se les practicó un bisel cavo-superficial cóncavo de aproximadamente 1 mm. en toda la periferia de la cavidad, con una piedra redonda de diamante para alta velocidad N° 801014 refrigerada bajo un spray agua-aire (ver fotografía N°7).
- g) **Lavado y secado :** Posteriormente se realizó un abundante lavado con un spray agua-aire por 30 seg. y se secó con aire comprimido libre de aceite por 1 minuto.

Cabe hacer notar, que las piedras y fresas usadas, se renovaron cada 8 cavidades terminadas, para uniformar las condiciones bajo las que fueron realizadas.

Posteriormente se restauraron las cavidades, dividiéndolas en dos grandes grupos:

- Grupo I :** Constituido por 8 cavidades restauradas con amalgama.
- Grupo II :** Constituido por 64 cavidades restauradas con resina compuesta.

**Grupo I : Restauraciones con amalgama.**

Para la preparación de la amalgama se utilizó una amalgama en pellets, Ventura III (Macrodent); Un dispensador de aleación y mercurio Dispersalloy y un triturador mecánico Crescent LP-60 por un tiempo de 15 seg. Luego se retiró el exceso de mercurio, exprimiendo la amalgama dentro de un trozo de género. Después las cavidades se restauraron de la siguiente forma:

**Grupo 1A :** Cavidades restauradas con amalgama sin aplicación previa ni posterior de barniz cavitario.

**Grupo 1B :** Cavidades restauradas con amalgama y la aplicación previa y posterior de 2 capas de barniz cavitario, secando cada capa individualmente.

**Grupo II : Restauraciones con resina compuesta.**

Las restauraciones de resina compuesta se realizaron con el sistema AP.H (Caulk Dentsply) y sus dos sistemas adhesivos, Prisma Universal Bond 2 y Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply), fotopolimerizados con una lámpara de luz halógena Visilux II (3M), variando su técnica de restauración según se indica a continuación :

**Grupo 2A :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando la técnica indicada por el fabricante con el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2:

- Cavidades con bisel cavo-superficial
- Grabado ácido del esmalte por 60 seg.
- Lavado con un spray agua-aire por 60 seg.
- Secado con aire comprimido libre de aceite por 60 seg.
- Aplicación del Dentin Primer por 30 seg. y secado de éste por 10 seg.
- Aplicación de una capa de Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply) en esmalte y dentina, adelgazándola con una corriente suave de aire comprimido libre de aceite y fotopolimerizada por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

**Grupo 2B :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando la técnica indicada por el fabricante con el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3:

- Misma técnica de restauración que el grupo 2A pero utilizando Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply).

**Grupo 3A :** Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto, restauradas usando la técnica indicada por el fabricante con el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2:

- Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto.
- Grabado ácido del esmalte por 60 seg.

- Lavado con un spray agua-aire por 60 seg.
- Secado con aire comprimido libre de aceite por 60 seg.
- Aplicación del Dentin Primer por 30 seg. y secado de éste por 10 seg.
- Aplicación de una capa de Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply) en esmalte y dentina, adelgazándola con una corriente suave de aire comprimido libre de aceite y fotopolimerizada por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

**Grupo 3B :** Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto, restauradas usando la técnica indicada por el fabricante con el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3:

- Misma técnica de restauración que el grupo 3A pero utilizando Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply).

**Grupo 4A :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2, pero sin hacer grabado ácido de esmalte:

- Cavidades con bisel cavo-superficial.
- Aplicación del Dentin Primer por 30 seg. y secado de éste por 10 seg.
- Aplicación de una capa de Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply) en esmalte y dentina, adelgazándola con una corriente suave de aire comprimido libre de aceite y fotopolimerizada por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

**Grupo 4B :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3, pero sin hacer grabado ácido de esmalte:

- Misma técnica de restauración que el grupo 4A pero utilizando Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply).

**Grupo 5 :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas sin utilizar el sistema adhesivo ni el Dentin Primer.

- Cavidades con bisel cavo-superficial.
- Grabado ácido del esmalte por 60 seg.
- Lavado con un spray agua-aire por 60 seg.

- Secado con aire comprimido libre de aceite por 60 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

**Grupo 6A :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2, pero sin aplicación de Dentin Primer:

- Cavidades con bisel cavo-superficial.
- Grabado ácido del esmalte por 60 seg.
- Lavado con un spray agua-aire por 60 seg.
- Secado con aire comprimido libre de aceite por 60 seg.
- Aplicación de una capa de Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply) en esmalte y dentina, adelgazándola con una corriente suave de aire comprimido libre de aceite y fotopolimerizada por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

**Grupo 6B :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3, pero sin aplicación de Dentin Primer:

- Misma técnica de restauración que el grupo 6A pero utilizando Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply).

**Grupo 7 :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas sin utilizar el sistema adhesivo:

- Cavidades con bisel cavo-superficial.
- Aplicación del Dentin Primer por 30 seg. y secado de éste por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

**Grupo 8A :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2 y la aplicación del AP.H en una sola capa:

- Cavidades con bisel cavo-superficial.
- Grabado ácido del esmalte por 60 seg.
- Lavado con un spray agua-aire por 60 seg.
- Secado con aire comprimido libre de aceite por 60 seg.
- Aplicación del Dentin Primer por 30 seg. y secado de éste por 10 seg.

- Aplicación de una capa de Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply) en esmalte y dentina, adelgazándola con una corriente suave de aire comprimido libre de aceite y fotopolimerizada por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en una capa fotopolimerizada por 40 seg.

**Grupo 8B :** Cavidades con bisel cavo-superficial, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3 y al restauración del AP.H en una sola capa:

- Misma técnica de aplicación que el grupo 8A pero utilizando Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply).

**Grupo 9A :** Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2 y la aplicación del AP.H en una sola capa:

- Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto.
- Grabado ácido del esmalte por 60 seg.
- Lavado con un spray agua-aire por 60 seg.
- Secado con aire comprimido libre de aceite por 60 seg.
- Aplicación del Dentin Primer por 30 seg. y secado de éste por 10 seg.
- Aplicación de una capa de Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply) en esmalte y dentina, adelgazándola con una corriente suave de aire comprimido libre de aceite y fotopolimerizada por 10 seg.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en una capa fotopolimerizada por 40 seg.

**Grupo 9B :** Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto, restauradas usando el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3 y la aplicación del AP.H en una sola capa:

- Misma técnica de restauración que el grupo 9A pero utilizando Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply).

**Grupo 10 :** Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto, restauradas sólo con AP.H en una capa:

- Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto.
- Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en una capa fotopolimerizada por 40 seg.

- Grupo 11 :** Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto, restauradas sólo con AP.H en dos capas:
- Cavidades con terminación cavo-superficial en ángulo recto.
  - Aplicación de AP.H (Caulk Dentsply) en dos capas fotopolimerizadas independientemente por 40 seg.

Posteriormente se realizó el pulido de las restauraciones de amalgama y resina compuesta.

El pulido de las restauraciones de amalgama se realizó a las 24 horas, período en el cual estuvieron sumergidas en suero fisiológico a temperatura ambiente. Su pulido se realizó con fresas redondas de borde para baja velocidad N°41-027, después con una escobilla de copa dura para baja velocidad con piedra pómez, seguido de una escobilla de copa dura para baja velocidad con pasta profiláctica (Nupro) y por último una escobilla de copa blanda para baja velocidad con óxido de zinc y alcohol.

Por otra parte, el pulido de las restauraciones de resinas compuestas se realizó con el sistema de discos Sof-Lex Pop-On (3M), siguiendo el orden recomendado por el fabricante.

Inmediatamente después, fueron sumergidos en una solución de fucsina básica al 5% en agua destilada, durante cuatro días a temperatura ambiente. Luego, los dientes fueron seccionados en una cortadora marca Isomet (Bühler Ltd.) con un disco Bühler 1.1-4244 High Concentration en la Universidad Técnica Federico Santa María, en sentido vestíbulo palatino siguiendo el eje mayor del diente y pasando por el centro de las restauraciones, seguido de lo cual se cortaron sus coronas para permitir la visualización del fenómeno de microinfiltración (ver fotografía N°19). Después se pulieron las superficies del corte con una lija del N°600 (Norton), para eliminar los restos de fucsina básica incorporados durante el corte dentario y que pudieran alterar las observaciones.

La extensión de la microinfiltración fue observada mediante un microscopio estereoscópico de 50 X de magnificación (ver fotografía N°20), y su grado fue determinado por la presencia de la fucsina básica en la interfase diente-restauración según la tabla N°1, y registrado por cada uno de los operadores individualmente en una tabla maestra, obteniendo un promedio de las observaciones, que se muestra en la tabla N°2 (ver capítulo de resultados).

**TABLA N°1 : GRADO DE MICROINFILTRACION.**

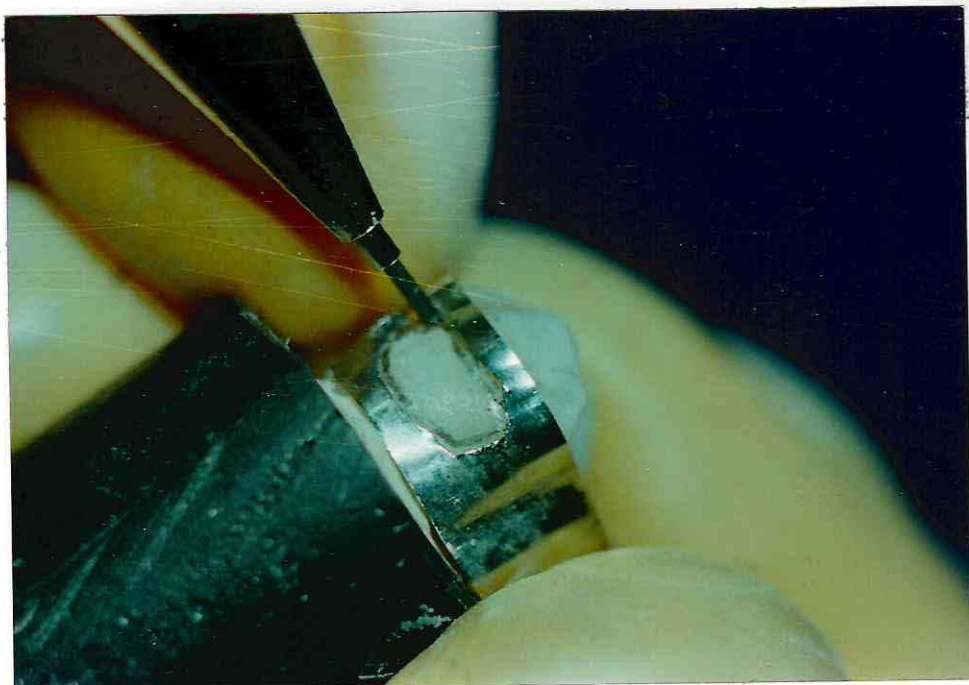
- Grado 0: Ausencia de fucsina básica en la interfase diente-restauración.
- Grado 1: Presencia de fucsina básica en la interfase diente-restauración hasta el límite amelo-dentinario inclusive.
- Grado 2: Presencia de fucsina básica en la interfase diente-restauración a lo largo de las paredes cervicales y oclusales de la cavidad, involucrando sólo el 50% de la longitud de dichas paredes.
- Grado 3: Presencia de fucsina básica en la interfase diente-restauración a lo largo de las paredes cervicales y oclusales de la cavidad, involucrando la totalidad de dichas paredes, pero sin penetrar en la pared axial.
- Grado 4: Presencia de fucsina básica a nivel de la pared axial de la cavidad.



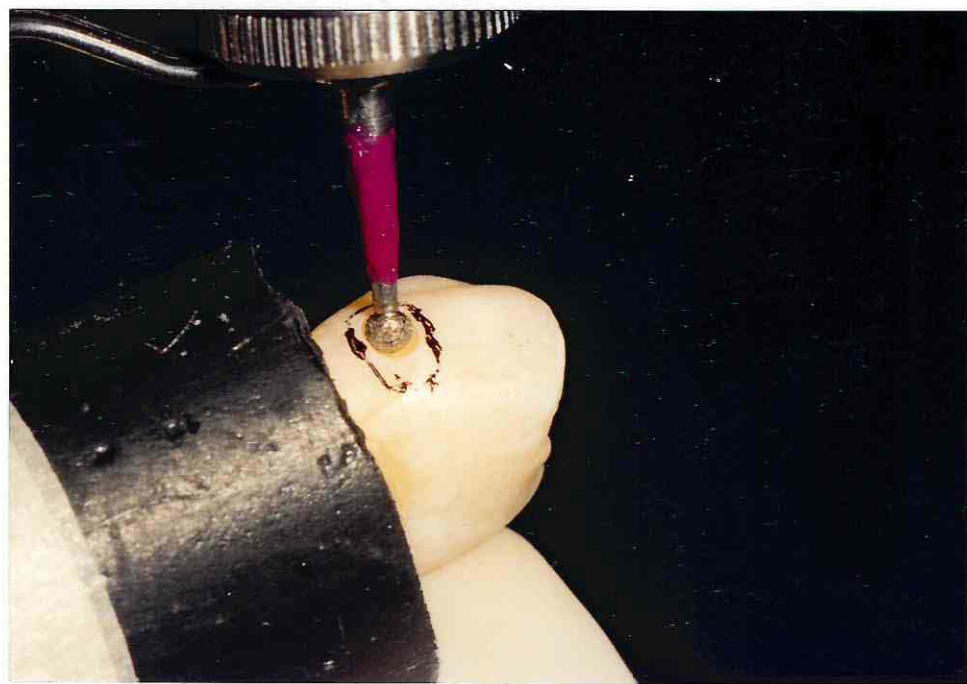
Fotografía Nº1: Troquel constituido de un trozo de manguera de poliuretano y yeso piedra.



Fotografía Nº2: Calibración del instrumental rotatorio a 2mm.



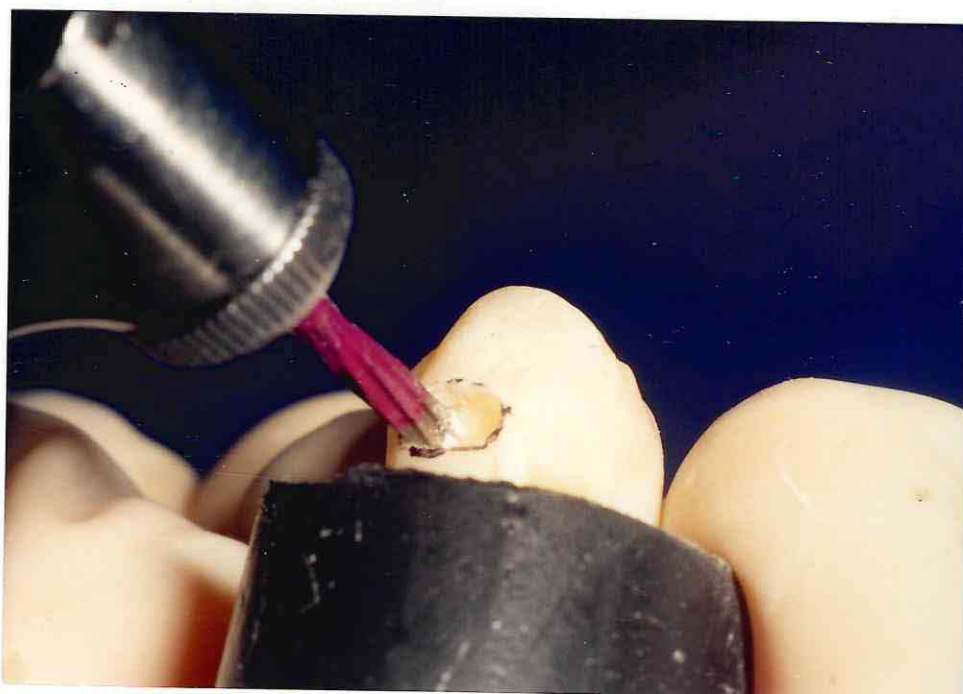
**Fotografía N°3:** Banda de acero inoxidable en la que se recortó la forma cavitaria.



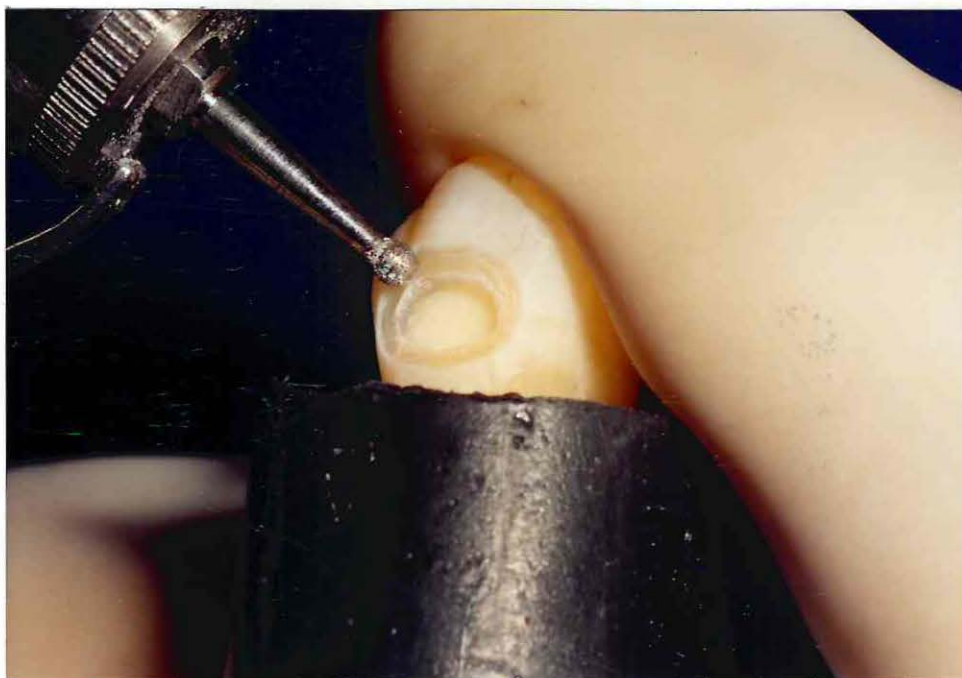
**Fotografía N°4:** Apertura cavitaria con alta velocidad.



**Fotografía N°5:** Extensión y forma cavitaria a la longitud de trabajo con alta velocidad.



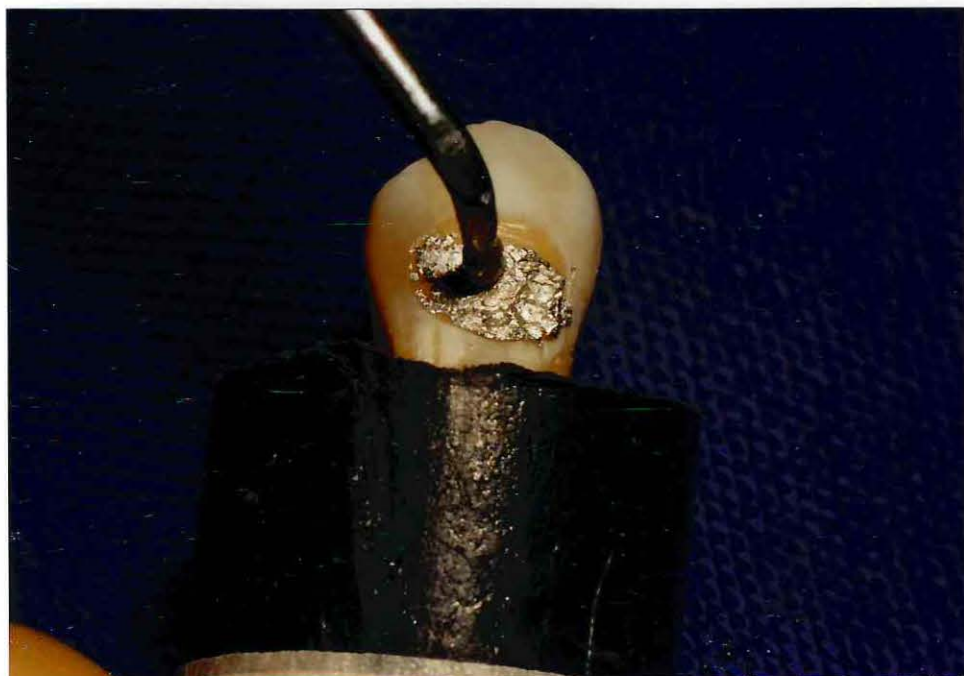
**Fotografía N°6:** Alisado de las paredes a la longitud de trabajo con baja velocidad.



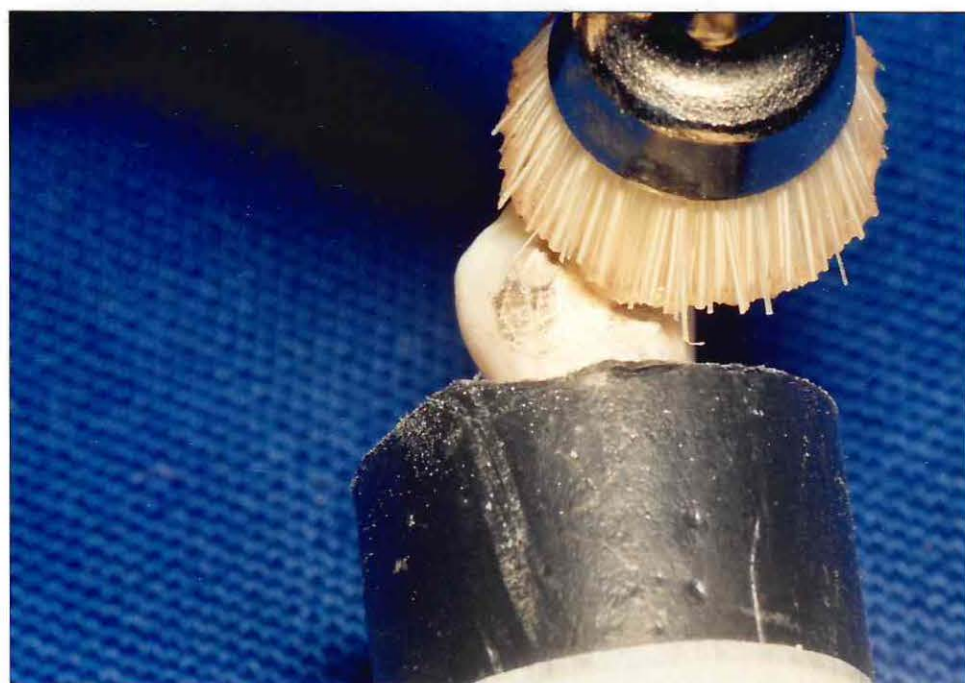
Fotografía N°7: Tipo de bisel practicado en esmalte para las restauraciones que lo requieran.



Fotografía N°8: Diente a restaurar con amalgama. Colocación de dos capas de barniz.



Fotografía N°9: Etapa de condensación de la amalgama contra la cavidad operatoria.



Fotografía N°10: Etapa de pulido de la restauración de amalgama (piedra pómez).



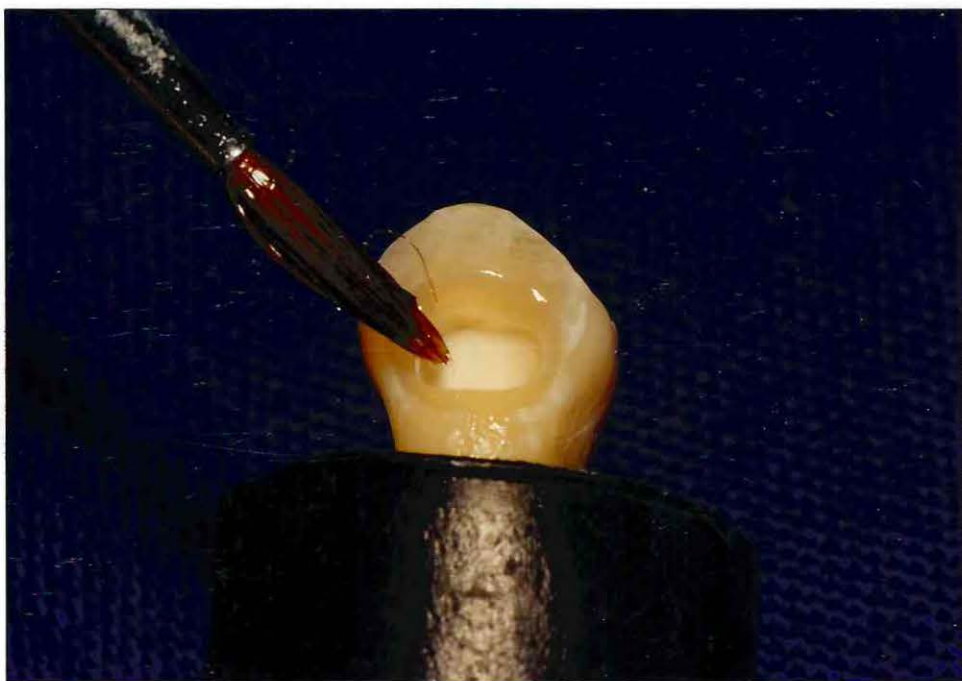
**Fotografía N°11:** Diente a restaurar con resina compuesta, etapa de grabado ácido del esmalte.



**Fotografía N°12:** Aplicación de Dentin Primer del sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2.



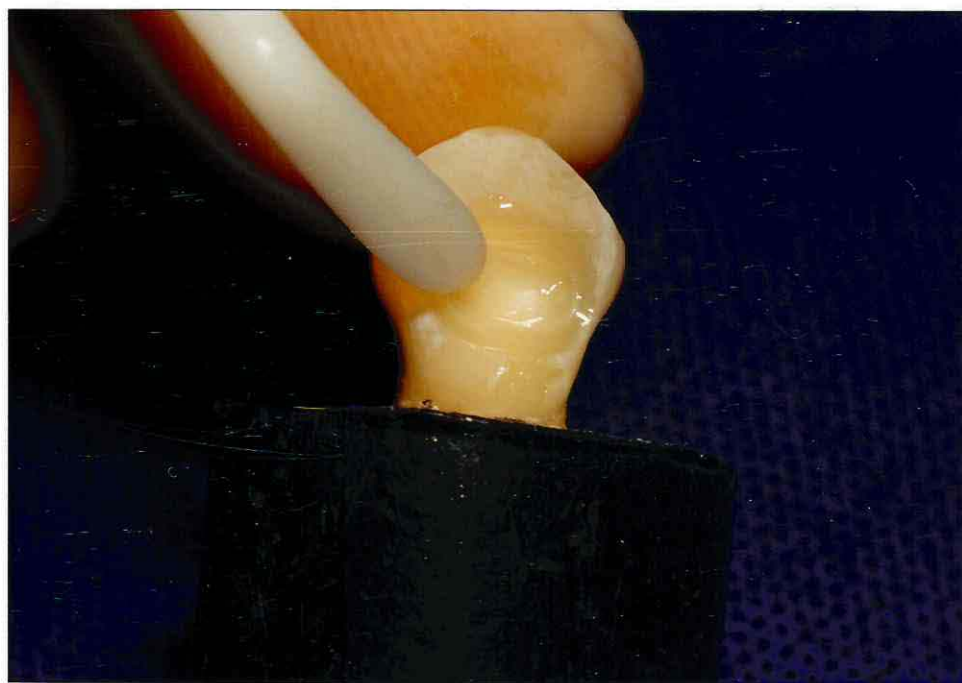
Fotografía N°13: Secado del Dentin Primer.



Fotografía N°14: Aplicación del adhesivo Prisma Universal Bond 2.



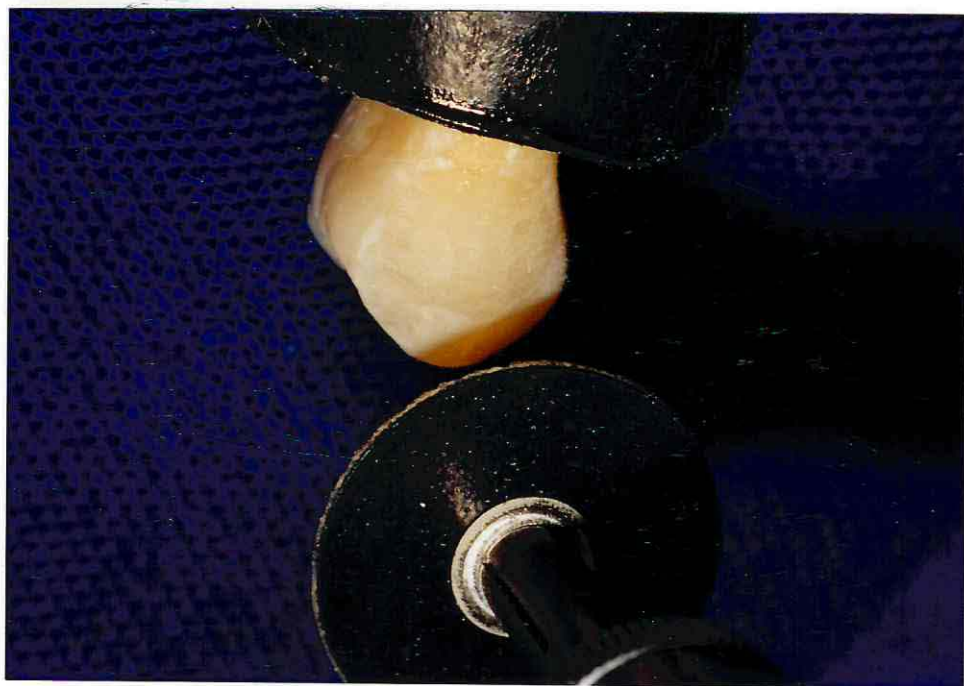
Fotografía N°15: Etapa de fotopolimerización del adhesivo Prisma Universal Bond 2.



Fotografía N°16: Clocación de la primera capa de Prisma AP.H VCL Hybrid Composite.



Fotografía N°17: Polimerización de la segunda capa de Prisma AP.H VCL Hybrid composite.



Fotografía N°18: Etapa de pulido. Primer disco de la serie Sof-Lex Pop-On (grano grueso).



Fotografía N°19: Recortadora ISOMET (Büehler Ltd.)  
Universidad Técnica Federico Santa María.



Fotografía N°20: Microscopio estereoscópico.

## 2. Características de los materiales utilizados.

### 2.1 Prisma AP.H Caulk.

- a) Descripción del producto: Prisma AP.H es una resina híbrida de fotocurado recomendada para el uso como material restaurador en dientes anteriores y posteriores.
- b) Ventajas y beneficios (según fabricante):
- Resina híbrida para dientes anteriores y posteriores.
  - Alta resistencia tensional compresiva, transversal y flexural; muy baja absorción de agua y excelente estabilidad de color.
  - Natural bajo todo tipo de luz.
  - Un material estético y fuerte.
  - Brilla como un microrrelleno con ENHANCE Polisher y PRISMA GLOSS, para una verdadera restauración estética.
  - Viscosidad y manejo ideales para un fácil colocado y contorneado.
  - Se termina fácilmente.
  - Resina de fotocurado para un tiempo de trabajo adecuado.
  - Radiopaco.
- c) Propiedades físicas:
- Tamaño de partícula:
 

Barium glass	1um.
Fumed Sílica	0.4um.
Resina = Uretano modificado + BIS-GMA.	
  - Fuerza compresiva : 55.529 psi promedio.
  - Fuerza compresiva máxima : 94.300 psi.
  - Tensión diametral : 10.260 psi.
  - Absorción de agua : 0.50 mg/cm<sup>2</sup>.
  - Opacidad : 35.
  - Radiopacidad : 3mm.
  - Fluorescencia natural : Sí.
  - Fuerza transversal : 19.62 psi.
  - Módulo flexural o elasticidad : 7.170 Mpa.
  - Estabilidad del color 24 hr. UV. : Pasa espec. ADA N°27.
  - 7 días-humedad 50 °C : No cambia.
- d) Referencia de colores :
- |                            |                             |
|----------------------------|-----------------------------|
| XL: Extra claro.           | LGO: Gris claro opaco.      |
| L : Claro.                 | UO : Universal opaco.       |
| LY: Amarillo claro.        | DY : Amarillo oscuro.       |
| LG: Gris claro.            | DG : Gris oscuro.           |
| U : Universal.             | GD : Gris café.             |
| I : Incisal.               | XDY: Extra amarillo oscuro. |
| LO: Claro opaco.           |                             |
| LYO: Amarillo claro opaco. | XDG: Extra gris osc.        |

## 2.2 Amalgama Ventura III (Macrodent).

- a) Descripción del producto: Esta aleación, para amalgama, es considerada de tercera generación, con ausencia de fase Gama-2 (Sn Hg), presentando además partículas esféricas e irregulares de distinto tamaño, logrado por un procedimiento de atomización, en donde es sometida a atmósferas ricas en gases inertes que tienden a la eliminación de la fase Gama-2.
- b) Propiedades físicas : Este material cumple con las exigencias de la especificación N°1 de la A.D.A.:
- Resistencia compresiva a la hora : 146,9 Mpa.
  - Deformación bajo carga compresiva (creep): 0.04%
  - Cambio dimensional : 0.01%
  - Ausencia de fase Gama-2 : Cumple con pruebas de ensayo.
- c) Presentación en el mercado : Se presenta en polvo y tabletas (pellet). Los pellets, de 370 mg.de peso cada uno, tienen la consistencia adecuada para ser triturados, con una relación pellet-mercúrio (45 % Hg).

## 2.3 Prisma Universal Bond 3:

- a) Descripción del producto: Es un adhesivo fotopolimerizable para esmalte y dentina; el sistema comprende dos componentes no mezclables: Dentin Primer y el adhesivo propiamente tal. Este sistema puede usarse en todas las situaciones en donde se requiera un agente de unión a esmalte o dentina.
- b) Ventajas y beneficios (según fabricante):
- Propiedades bactericidas.
  - Unión química al calcio (hidroxiapatita) y al colágeno. Logra la más alta unión a la estructura dentaria, con un promedio de unión de 2.700 psi.
  - Ofrece la más alta resistencia a la microfiltración; minimiza la decoloración marginal, la sensibilidad post-operatoria y caries recidivante.
  - Fácil proceso clínico de aplicación.
  - No necesita remover el barro dentinario.
  - Alta fuerza de unión a esmalte.
  - Se adhiere a metal.
- c) Composición química:
- Primer: HEMA en etanol y PENTA.
  - Adhesivo: TEGMA, HEMA, dimetacrilato de uretano, glutaraldehído (se une al colágeno), PENTA (se une al calcio) y fotoiniciadores.

## 2.4 Prisma Universal Bond 2:

- a) Descripción del producto: Mismas características del

Prisma Universal Bond 3.

- b) Ventajas y beneficios: Similares características del Prisma Universal Bond 3, pero no cumple con las propiedades bactericidas ni adhesión a metal.
- c) Composición química:
  - Primer: HEMA en alcohol y ácido maleico.
  - Adhesivo: HEMA, PENTA, metacrilato de uretano y canforquinona.

#### 2.5 Solución de Fucsina básica al 5 % :

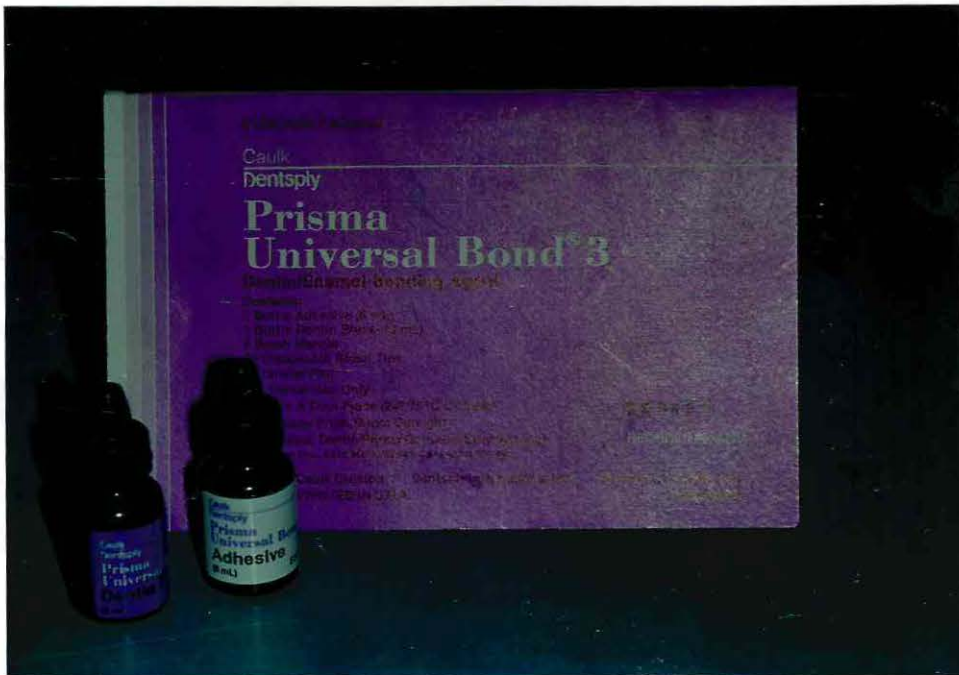
- a) Descripción del producto: Es un polvo cristalino, inoloro, brillante, soluble en agua, alcohol y alcohol amílico el cual le da el color oscuro a la solución; prácticamente insoluble en éter.
- b) Ventajas y beneficios:
  - Pequeño tamaño de partícula.
  - Baja tensión superficial.
  - Antibacteriano y fungicida.
  - Soluble sólo en agua y en alcohol.
- c) Composición química:
  - Polvo 5 g.: Magenta (mezcla de hidroxiclóridato de pararosanilina y rosanilina).
  - Solvente 100 cc.: Agua bidestilada, fenol, resorcinol, acetona, alcohol.



Fotografía N°21: Amalgama Ventura III utilizada para las restauraciones realizadas.



Fotografía N°22: Prisma AP.H VCL Hybrid Composite y sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2.



Fotografía N°23: Sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3.



Fotografía N°24: Discos de pulido Sof-Lex Pop-On.

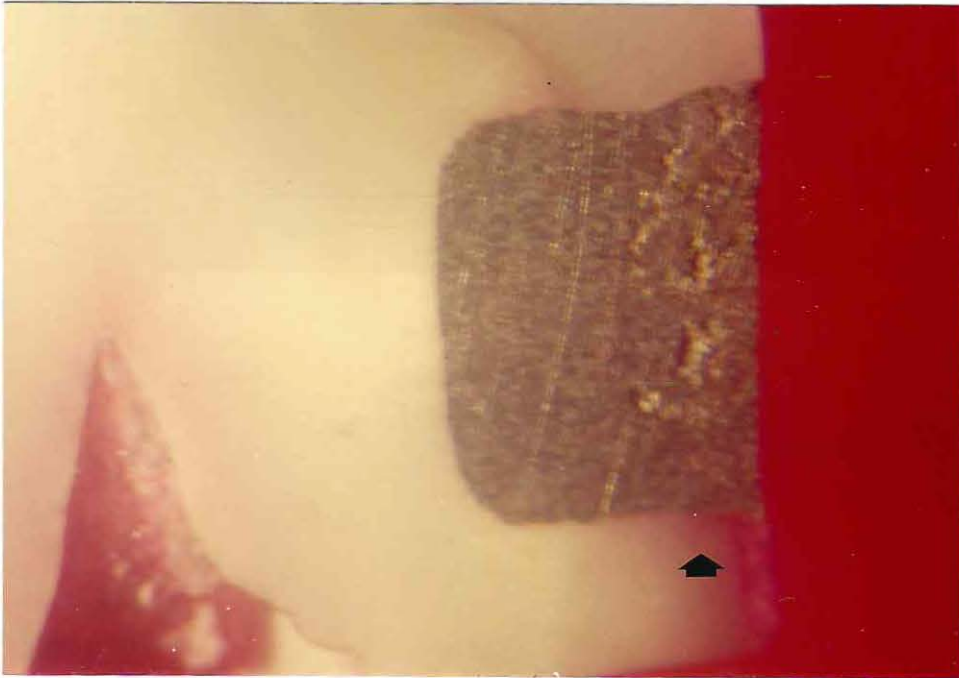
## V RESULTADOS

TABLA N°2 : RESULTADOS.

Grupos dentarios.	C a v i d a d e s				Total
	N°1	N°2	N°3	N°4	
Grupo 1A	1 oc	1 c	1 c	1 c	4
Grupo 1B	0	1 c	0	0	1
Grupo 2A	1 c	1 c	0	0	2
Grupo 2B	1 c	0	1 c	0	2
Grupo 3A	4 c	1 oc	1 o	1 c	7
Grupo 3B	1 c	1 c	2 c	4 c	8
Grupo 4A	1 oc	1 o	2 oc	2 oc	6
Grupo 4B	1 oc	1 oc	1 oc	2 o	5
Grupo 5	4 c	4 c	4 c	4 c	16
Grupo 6A	0	0	1 o	3 c	4
Grupo 6B	0	0	1 c	1 oc	2
Grupo 7	4 c	4 c	4 c	4 oc	16
Grupo 8A	4 c	3 oc	4 oc	4 oc	15
Grupo 8B	3 oc	4 oc	2 c	3 c	12
Grupo 9A	4 c	4 oc	4 c	4 c	16
Grupo 9B	4 c	3 c	4 c	4 c	15
Grupo 10	4 oc	4 c	4 oc	4 oc	16
Grupo 11	4 oc	4 oc	4 oc	4 oc	16

Nota: o: Ingreso colorante por pared oclusal.

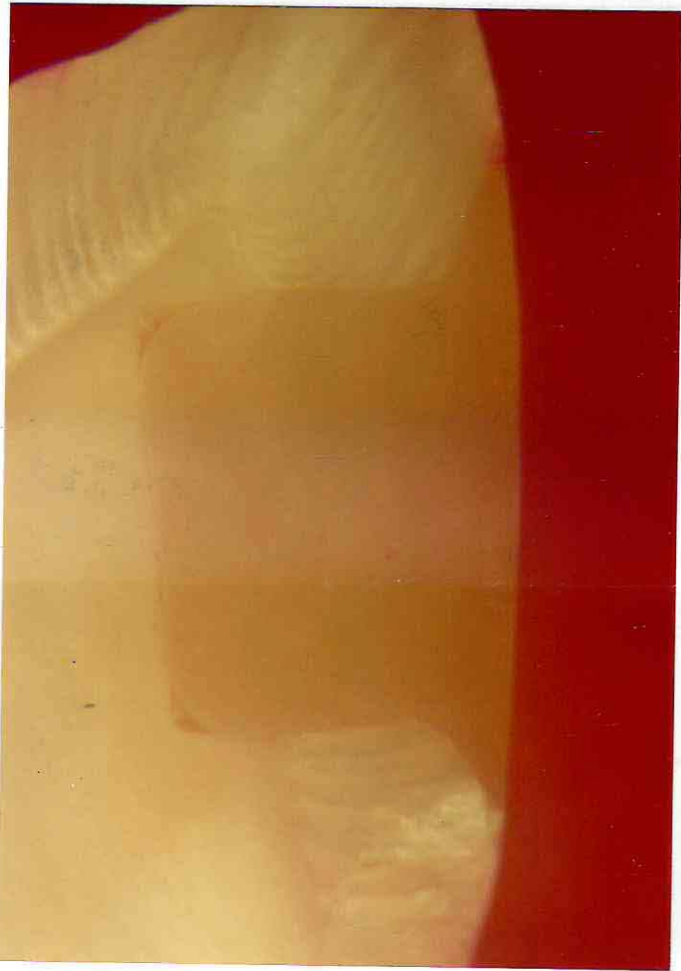
c: Ingreso colorante por pared cervical.



**Fotografía N°25:** Grupo 1A, diente N°3. se aprecia grado 1 de microinfiltración a nivel cervical.



**Fotografía N°26:** Grupo 1B, diente N°1. Se aprecia grado 0 de microinfiltración.



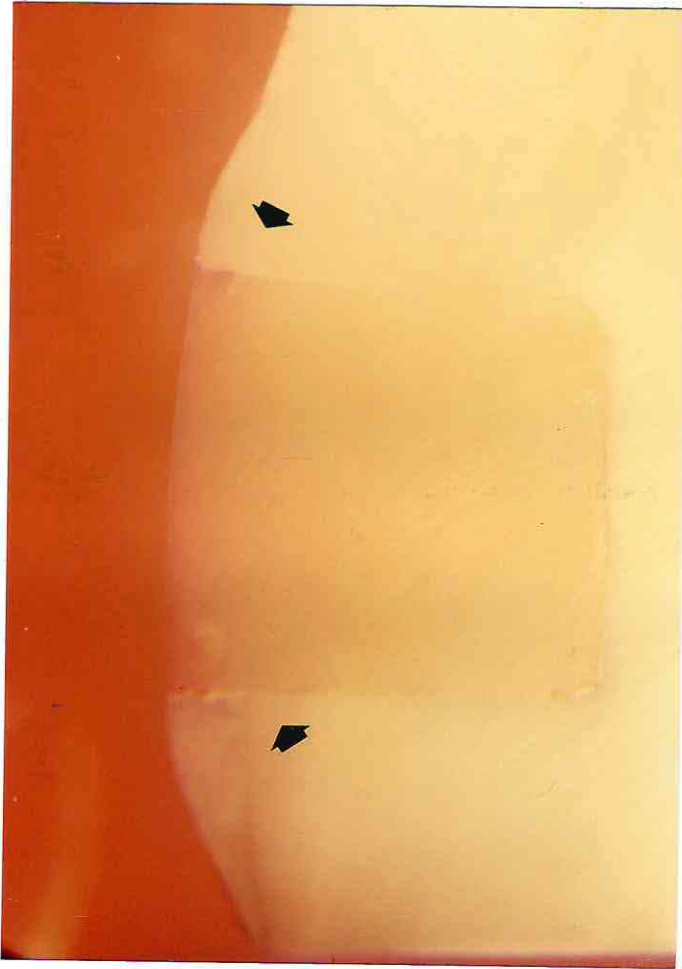
Fotografía N°27: Grupo 2A, diente N°3. Se aprecia grado 0 de microinfiltración.



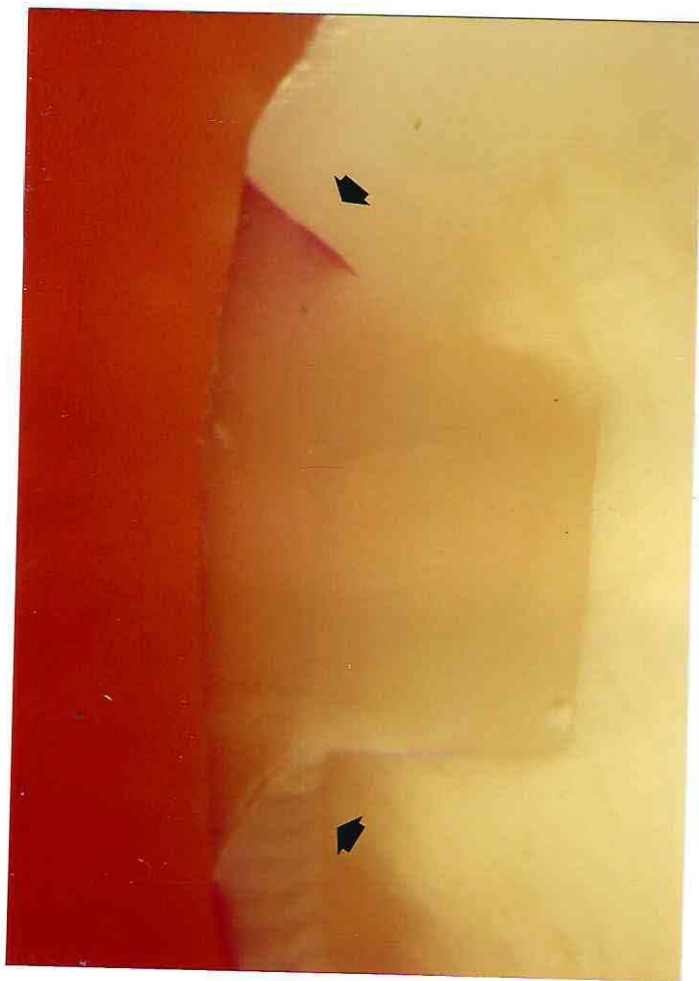
**Fotografía N°28:** Grupo 2B diente N°2. Se aprecia un grado 0 de microinfiltración.



Fotografía N°29: Grupo 3A diente N°4. Se aprecia grado 1 de microinfiltración a nivel oclusal.



Fotografía N°30: Grupo 3B diente N°3. Se aprecia grado 1 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



Fotografía N°31: Grupo 4A diente N°1. Se aprecia grado 1 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



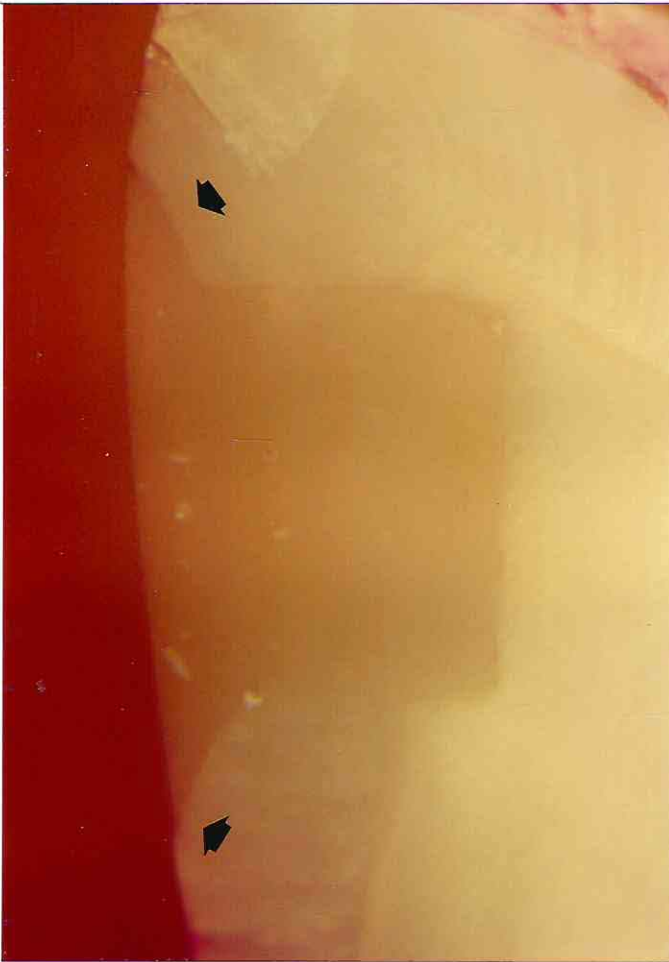
Fotografía N°32: Grupo 4B diente N°2. Se aprecia grado 1 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



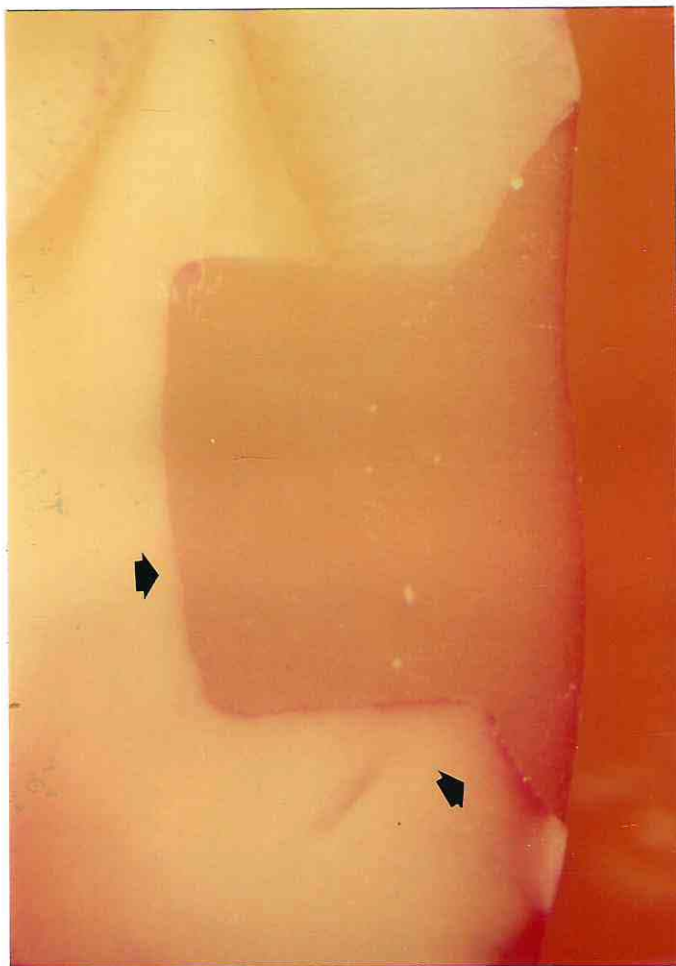
Fotografía N°33: Grupo 5 diente N°2. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel cervical.



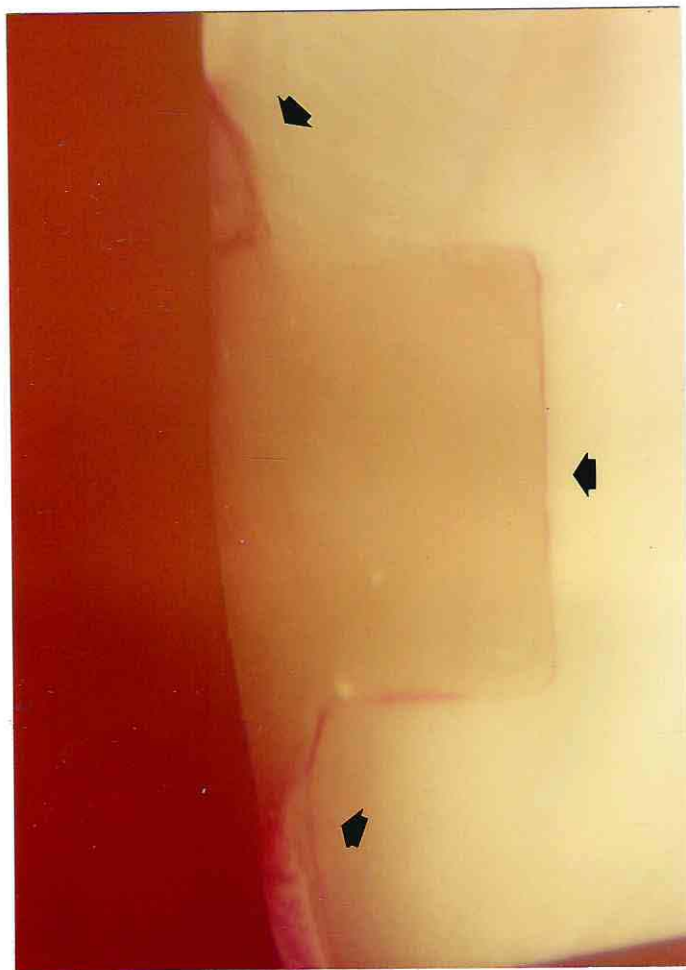
Fotografía N°34: Grupo 6A diente N°4. Se aprecia grado 3 de microinfiltración a nivel cervical.



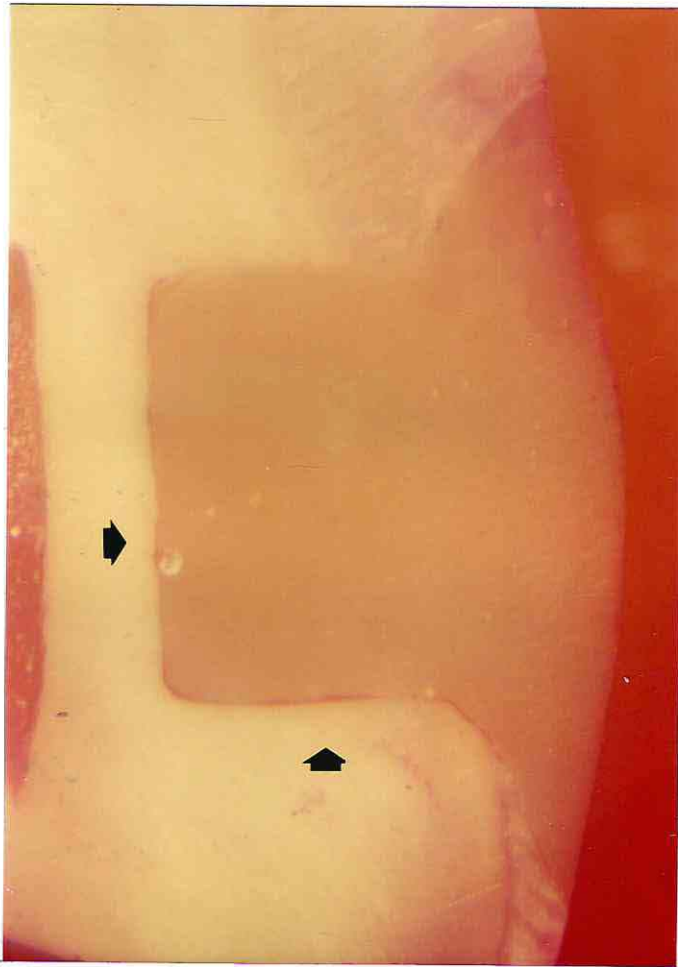
Fotografía N°35: Grupo 6B diente N°4. Se aprecia grado 1 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



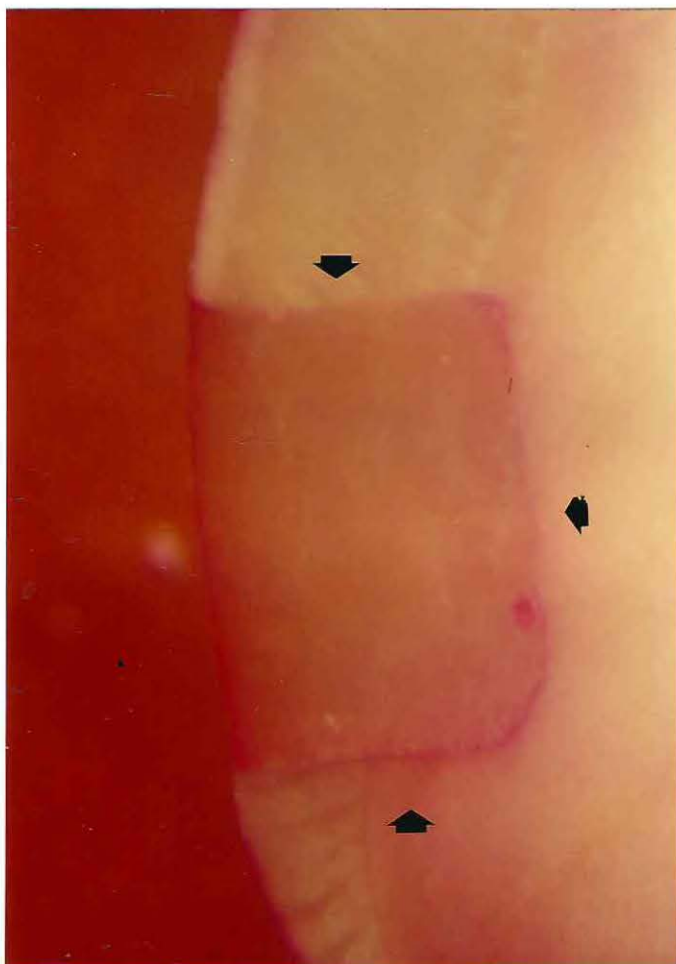
**Fotografía N°36:** Grupo 7 diente N°1. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel cervical.



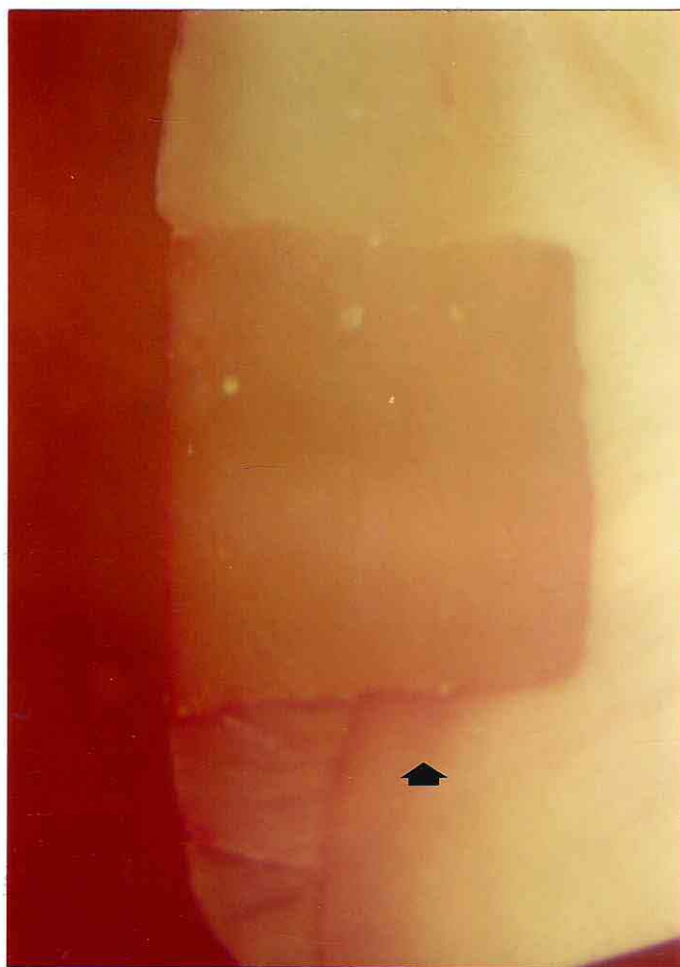
Fotografía N°37: Grupo 8A diente N°3. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



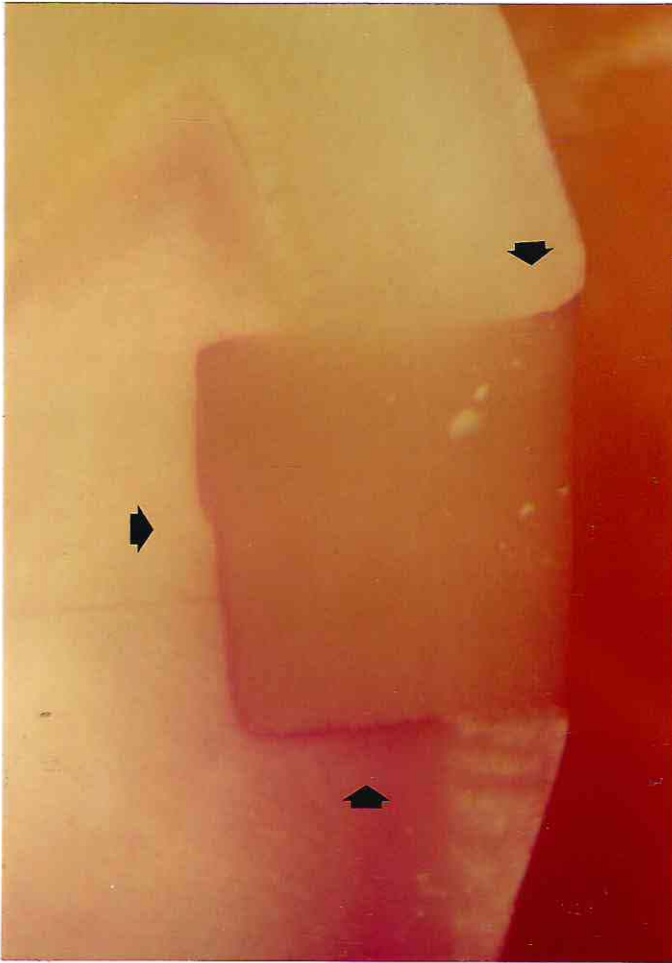
Fotografía N°38: Grupo 8B diente N°2. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel cervical.



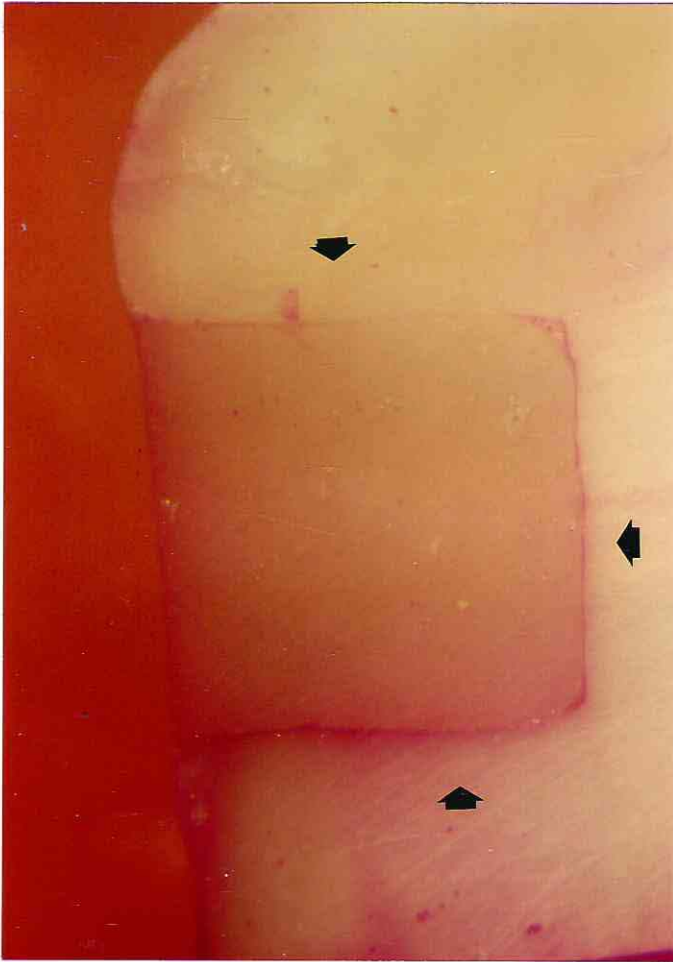
Fotografía N°39: Grupo 9A diente N°2. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



Fotografía N°40: Grupo 9B diente N°1. Se aprecia grado 3 de microinfiltración a nivel cervical.



Fotografía N°41: Grupo 10 diente N°1. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.



Fotografía N°42: Grupo 11 diente N°1. Se aprecia grado 4 de microinfiltración a nivel ocluso-cervical.

## VI DISCUSION.

Los resultados de este estudio in vitro, indican que la técnica completa indicada por el fabricante, para restauraciones de resina compuesta, es la que logró los menores grados de microinfiltración y que cualquier variación a aquella produce aumentos variables de ésta. La magnitud de este aumento, dependió de la etapa de la técnica que se alteró, es así que los mayores grados de microinfiltración se obtuvieron cuando: se omitió el uso del sistema adhesivo, cuando se utilizó la técnica de polimerización en una sola capa, cuando se omitió el grabado ácido de esmalte y la combinación de éstas.

El grado notable de microinfiltración producido cuando no se aplicó un sistema adhesivo, podríamos atribuirlo, a que la masa de resina compuesta no posee los requisitos físico-químicos necesarios para lograr una buena adhesión a las estructuras dentarias, como por ejemplo: humectancia, penetración capilar, etc. Otro hecho a considerar, es que al no tener, la masa de resina compuesta por sí sola, una buena adhesión, la contracción de polimerización, genera fuerzas en la interfase que no son contrarrestadas y que se traducen en un aumento del espacio interfacial.

La contracción de polimerización, mostró un rol importante en este estudio, cuando las restauraciones de resina compuesta se realizaron en una sola capa, aún con el uso del sistema adhesivo completo, posiblemente debido, a que el bloque restaurador de la resina compuesta, sufrió una variación volumétrica considerable, que pudo romper la unión del adhesivo a las estructuras dentarias, provocando microhendiduras, susceptibles de ser infiltradas.

El practicar biseles cavo-superficiales en esmalte, para restauraciones de resina compuesta, mostró ser eficaz en la reducción de la microinfiltración, siempre y cuando se asocie a una técnica adhesiva completa. Esto debido a que con el bisel se aumenta la superficie adhesiva en esmalte, estructura sobre la cual se logra la mejor adhesión y sellado marginal.

Otro hecho importante que se observa, es que la mayoría de las restauraciones microinfiltradas, lo hizo en mayor medida en la zona cervical de la restauración, no obstante su terminación en esmalte. Esto se podía esperar, ya que el esmalte cervical preparado es más delgado y aprismático, por lo tanto, tiene menos esmalte apto para el sistema adhesivo que el esmalte más alejado de esta zona, que es mucho más grueso y prismático.

Los resultados expuestos anteriormente, fueron obtenidos

bajo condiciones experimentales controladas, por lo tanto, cabe hacer notar, la importancia de profundizar estos estudios sobre la microinfiltración, pero simulando aún más las condiciones orales, como por ejemplo: someter las restauraciones a stress térmico, mecánico y químico, y por último, realizar estudios sobre la microinfiltración pero ahora "in vivo", lo que constituiría un aporte significativamente mayor para el clínico.

## VII CONCLUSIONES.

De los resultados podemos llegar a las siguientes conclusiones :

1) Las restauraciones de amalgama mostraron bajo grado de microinfiltración, reduciéndose ésta aún más, con el uso de un barniz cavitario.

2) La técnica para restauraciones de resina compuesta indicada por el fabricante, mostró los menores grados de microinfiltración, comparables al que mostraron las restauraciones de amalgama con barniz.

3) En general, cualquier variación a la técnica indicada por el fabricante para restauraciones de resina compuesta, arrojó un **aumento importante** en la microinfiltración. Este aumento en la microinfiltración fue ordenado de menor a mayor de la siguiente forma:

- No utilización de Dentin Primer.
- No realización de grabado ácido en esmalte.
- Polimerización en una capa.
- No uso del sistema adhesivo.

4) Las técnicas restauradoras que emplearon el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 3 (Caulk Dentsply), mostraron en general, un menor grado de microinfiltración respecto a iguales restauraciones que emplearon el sistema adhesivo Prisma Universal Bond 2 (Caulk Dentsply), siendo pequeña esta diferencia.

5) El practicar un bisel cavo-superficial asociado a una correcta técnica adhesiva, reduce eficazmente la microinfiltración.

6) En general, aún cuando todas las cavidades terminaron en esmalte, las restauraciones que se microinfiltraron, lo hicieron en su mayoría, a través de su pared cervical.

## VIII RESUMEN

El fenómeno de microinfiltración constituye en odontología restauradora un problema multifactorial.

Uno de los factores más importantes que favorece la microinfiltración es la falta de adhesión entre los biomateriales restauradores y la estructura dentaria, o que ésta, si existe, no perdure en el tiempo. El que ocurra o no ésto, va a depender en general, de las condiciones que presente el diente a restaurar, de las características de la interfase diente restauración, del biomaterial restaurador, de la técnica restauradora y del paciente.

El odontólogo restaurador debe conocer cabalmente todos estos factores y la forma en que éstos se relacionan para aplicarlos en su práctica clínica diaria.

En este estudio se comprobó que los biomateriales adhesivos plástico-estéticos actuales, están en un buen pie para disminuir la microinfiltración, siempre y cuando su técnica sea rigurosa y bien indicada. Una de las cosas que no hay que hacer en odontología adhesiva es no seguir las indicaciones del fabricante, si se hace, los resultados respecto al fenómeno de microinfiltración se manifiestan en forma categórica.

## IX BIBLIOGRAFIA.

Barrancos, J. (1987): Caries. En: Operatoria dental técnica y clínica, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A., 196-226.

Bauer, J.G.; and Henson, J.L. (1984): Microleakage: A measure of the performance of direct filling materials. Operative Dentistry 9: 2-9.

Beigelis, A. (1992): Adhesión - Adhesivos. Congreso Latinoamericano de Operatoria Dental y Biomateriales. Viña del Mar.

Brown, P.G. (1985): Clínica de la caries. En: Caries, Valparaíso: Chile. 100-109.

Falian, H.; Dexin, Z.; Weizhong, J.; Guangming, Z. (1989): Adhesividad de los materiales de obturación de resina a los dientes grabados con ácido: Observación al microscopio electrónico de barrido. Quintessence V. 2 N. 9: 16-19.

Farah, J.W.; And Daugherty, E. W. (1981): Unfilled, filled, and microfilled composite resins. Operative Dentistry 6: 95-99.

Fusayama, T. (1988): Causas y prevención de la irritación pulpar en las restauraciones con composite. Quintessence 1 N°8: 5-13.

García-Godoy, F. (1988): Microfiltración en restauraciones de resina compuesta preventivas de resina tipo C. Compendio de educación continua en odontología IV N°19: 13-17.

Garone, W. (1992): Biomateriales estéticos en operatoria dental. Congreso Latinoamericano de Operatoria Dental y Biomateriales. Viña del Mar.

Garone, W. (1992): Técnicas adhesivas por acondicionamiento ácido de la dentina. Congreso Latinoamericano de Operatoria Dental y Biomateriales. Viña del Mar.

González, S.Y.; Navajas, J.M. (1991): El barrillo dentinario: Un estudio con microscopio electrónico de barrido (MEB) y análisis computarizado de imagen. Quintessence 4 N°2: 24-40.

Janda, R. (1989): Estado evolutivo en el campo de las resinas de obturación dental (I). Quintessence, 2 N°7: 67-71.

Janda, R. (1989): Estado evolutivo en el campo de las resinas de obturación dental (II). Quintessence, 2 N°8: 54-62.

Kemp-Scholte, C.M.; And Davidson, C.L. (1988): Marginal sealing of curing contraction gaps in class V composite resin restorations. Jun. Dent. Res. 67 (5): 841-845.

Mojon, P.; Hawbolt, E.B.; Mac Entee, M.I.; And Beler U.C. (1989): Maximum bond strenght of dental luting cement to amalgam alloy. J. Dent. Res. 68 (11): 1545-1549.

Momoi, Y.; Iwase, H.; Nakano, A.; Asanuma, A; and Yanagisawa, K. (1990): Gradual increases in marginal leakage of resin composite restoration with thermal stress. J.Dent. Res. 69 (10): 1659-1663.

Roulet, J.F. (1988): Visión científica de los materiales: Valoración del desgaste e integridad marginal. Quintessence 1 N°7. 23-31.

Sheth, P.J.; Jensen, M.E.; And Sheth, J.J. (1990): Evaluación comparativa de tres técnicas de inlays de resina. Estudio de microfiltrado. Quintessence 3 N°7 : 29-34.

Söderholm, J.K.M.; And Roberts, M.J. (1990): Influence of water exposure on the tensiles strength of composite. J.Dent. Res. 69 (12): 1812-1816.

Steenbecker, O. (1990): Adhesión, adhesivos, técnicas y biomateriales adhesivos: 1-111.

Stephan, W.; y Rodney, K. (1991): Efectos de la técnica de inserción sobre la microfiltración de las obturaciones de composite mesioclusodistales. Quintessence 4 N°4. 10-17.

Strassler, H.E.; y Litkowski, L.J. (1988): Unión a la dentina con resinas compuestas: una puesta al día con materiales y técnicas. Compendio de educación continua en odontología 4 N°5: 90-97.

Tsai, Y.H.; Swartz, M.L.; Phillips, R.W.; And Moore, B.K. (1990): A comparative study bond strength and microleakage with dentin bond system. Operative Dentistry 15: 53-60.

Varas, J.; Y Montenegro, L. (1987): Microfiltración de restauraciones confeccionadas en base a composites fotoactivados: 4-15.

Yu Xin-Yi; Wei, G.; Xu, J.W. (1988): Utilización experimental de un agente adhesivo para reducir la micropérdida marginal en restauraciones de amalgama. Quintessence 1 N°8: 14-18.

