



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

---

---

CEMENTOS DUALES:  
SU IMPORTANCIA

T E S I N A

Que para obtener el Título de:  
CIRUJANA DENTISTA

*Presenta:*

PATRICIA PULIDO SERRANO

DIRECTOR: CD. RAFAEL ROMERO GRANDE.

ASESOR: CD. PEDRO LARA MENDIETA.

MÉXICO, D. F.

2005

m349830

## PEDÍ A DIOS

Pedí a dios fuerza para grandes logros;  
Me hizo débil para que aprendiera  
Humildemente a obedecer

Pedí riqueza para poder ser feliz: me  
Dio pobreza para poder ser sabio

Pedí poder para obtener alabanzas del  
Hombre; y me dio debilidad para sentir  
La necesidad de Dios

Pedí de todo para disfrutar de la vida;  
Y él me dio LA VIDA, para poder  
Disfrutar de todo.

No recibí nada de lo que pedí, pero me  
Fue otorgado todo lo que necesité, y me  
Fueron concedidas todas las peticiones  
Que no hice....

Soy entre todos una persona afortunada.

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la  
UNAM a difundir en formato electrónico e Impreso el  
contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: POLIDA SERRANO  
PATRICIA

FECHA: 28 OCT 05

FIRMA: [Firma]

A mis padres Teresa y Ezequiel

Hoy también gracias a ustedes me lleno de orgullo al dedicarles esta realidad tan hermosa que me han permitido alcanzar: Mi formación profesional.

Con cariño.

A mis hijos Fabián, Alan y Edgar

Porque representan el amor que siempre me impulso para realizar este sueño; quiero que sepan que es para ustedes y que siempre están en mi corazón. Con todo mi cariño.

A mi esposo Edgar Fabián

Porque gracias a tu apoyo incondicional y a tu amor que sin duda me has entregado; he culminado mis estudios con éxito en todos los sentidos...Te amo

A mis hermanos Blanca y Ezequiel.

Por todo su cariño y apoyo, por los momentos buenos y los que vendrán....Por ser como son gracias

A mi sobrino Juan David

Esperando llegar a ser un ejemplo en su vida. Con mucho cariño.

A mi madrina Benita

Para quien la principal satisfacción ha sido verme convertida en una profesionalista y a quien nunca podré defraudar Con cariño y admiración.

A mis abuelos Juan y Paula

Por sus consejos y paciencia. Amor y sabiduría, que siempre me han otorgado. Con cariño admiración y respeto

A mi madrina Eloisa

Por todo el apoyo brindado a lo largo de mi formación profesional. Con toda mi admiración y respeto

A mis compañeros de seminario

Gracias por estar siempre conmigo apoyándome y reconfortándome.

Por siempre estarán conmigo

Patricia Pulido Serrano

## Agradecimientos:

En especial y de todo corazón al  
CD. RAFAEL ROMERO GRANDE,  
por toda su paciencia, comprensión y apoyo.

A  
CD. PEDRO LARA MENDIETA.  
por su apoyo y aportación de conocimientos.

# ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	8
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	9
OBJETIVOS	10
Generales	
Específicos	
JUSTIFICACIÓN	11
<b>CAPÍTULO 1</b> <b>ESTRUCTURA DENTAL</b>	
1.1 Esmalte	14
1.2 Dentina	17
1.3 Pulpa	19
<b>CAPÍTULO 2</b> <b>MATERIALES DENTALES</b>	
2.1 Cronología	23
2.2 Composites	26
2.2.1 Componentes	27
2.2.2 Factores que afectan la polimerización	32
<b>CAPÍTULO 3</b> <b>ADHESIÓN</b>	
3.1 Elementos de la adhesión	38
3.1.1 Características necesarias para un adhesivo	40
3.2 Adhesión al esmalte	40
3.3 Adhesión a la dentina	42
3.3.1 Evolución de los adhesivos dentinarios	42
3.3.2 Acondicionamiento de la dentina	47

**CAPÍTULO 4**  
**PROPIEDADES DE LOS AGENTES CEMENTANTES PARA**  
**RESTAURACIONES LIBRES DE METAL**

<b>4.1</b>	<b>Propiedades de los agentes cementantes</b>	<b>51</b>
<b>4.2</b>	<b>Materiales de cementación final</b>	<b>55</b>

**CAPÍTULO 5**  
**PRODUCTOS COMERCIALES DISPONIBLES**

<b>Productos Comerciales Disponibles</b>	<b>60</b>
--	-----------

**CAPÍTULO 6**  
**PROCEDIMIENTO PARA LA CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES**  
**LIBRES DE METAL**

<b>Procedimiento para la Cementación de Restauraciones</b>	<b>66</b>
--	-----------

<b>CONCLUSIONES</b>	<b>71</b>
---------------------	-----------

<b>REFERENCIAS BIBLIOHEMEROGRÁFICAS</b>	<b>73</b>
---	-----------

**CEMENTOS DUALES:**  
**SU IMPORTANCIA.**

# INTRODUCCIÓN

Existen diversas restauraciones libres de metal usadas en los tratamientos de odontología cada una de ellos presenta características particulares que van relacionadas con los agentes cementantes.

Los agentes cementantes han evolucionado significativamente en las últimas décadas. Desde hace más de 90 años se utiliza el fosfato de zinc para cementar, de ahí se partió a los de policarboxilato para seguir con los ionómeros de vidrio.

Al surgir las restauraciones libres de metal se tuvo que pensar en su cementado, el cual no tendría que ser solo unión mecánica, así que se pensó en la adhesión química iniciando así los sistemas adhesivos y junto con estos los cementos a base de resina.

Para tener conocimiento de lo que es un cemento a base de resina es indispensable analizar y comprender, lo que es un sistema adhesivo y la forma de actuar de estos en las estructuras dentales para así entender la técnica de cementación.

La consecuencia de la omisión de estos principios es visible en la práctica clínica, ya que el proceso de cementado de la restauración fracasa.

El contenido de la presente dará al lector las condiciones normales de los tejidos que componen al órgano dental y la relación de estos con el sistema adhesivo, así como también la técnica más adecuada para el uso de cementos duales.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

La odontología contemporánea ha traído con ella la aparición de sistemas de adhesión y cementos duales empleados, para la cementación de restauraciones estéticas.

Es necesario remarcar la importancia de los tejidos dentales y la relación que tienen con el uso de materiales actuales, ya que esto puede ser la diferencia entre el éxito y el fracaso del proceso de cementado.

# OBJETIVOS

## GENERALES

1. Ofrece el conocimiento de los tejidos dentales, así como el uso de cementos duales. Con el fin de que el cirujano dentista realice adecuadamente su cementado de restauraciones estéticas.

## ESPECÍFICOS

- a. Conocer los tejidos que componen los órganos dentales.
- b. Proporcionar las bases teóricas de la adhesión dental.
- c. Conocer los factores que afectan la polimerización.
- d. Conocer los cementos utilizados para las restauraciones libres de metal así como la técnica de uso.
- e. Describir la técnica adecuada para la cementación de restauraciones estéticas.

## JUSTIFICACIÓN

El motivo principal de esta revisión fue dar a conocer a todos los cirujanos dentistas; que el éxito de la cementación de una restauración depende de conocimientos teóricos y prácticos; tanto de los tejidos dentales como de los materiales que se usan en su consulta diaria.

En la actualidad el cirujano dentista hace uso de materiales sin conocimiento previo, por tal motivo se me hace importante exhortar a los odontólogos que se capaciten, para aumentar sus conocimientos, perfeccionar sus habilidades y brindar a sus pacientes tratamientos exitosos, ya que estos merecen ser respetados y valorados como personas.

## **CAPÍTULO 1**

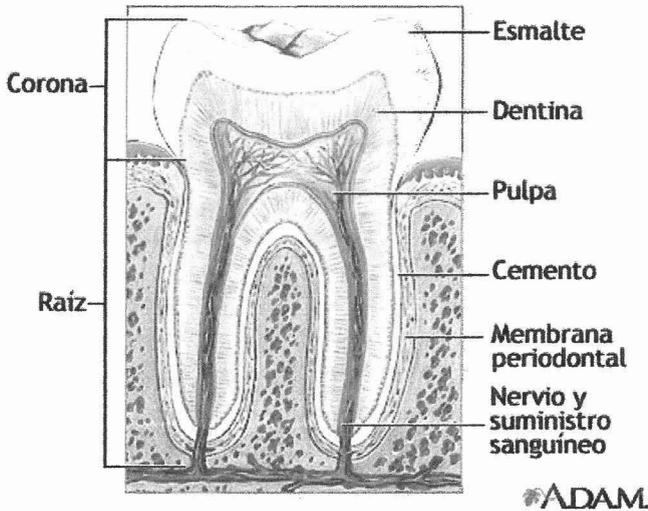
# **ESTRUCTURA DENTAL**

## ESTRUCTURA DENTAL

El éxito en la odontología clínica requiere de un completo conocimiento de la naturaleza anatómica y biológica del diente. El esmalte forma una superficie protectora y cubre la corona del diente.

El interior del diente está compuesto por dentina y está asociado a la función vital del tejido pulpar. La dentina constituye el 90% del peso del diente.

El esmalte es de origen ectodérmico, la dentina de origen mesodérmico, y están formados por la aposición de material calcificado a partir de las capas embriológicas.



La odontología que arremete los parámetros físicos, químicos y biológicos de los tejidos dentarios puede conducir hacia un prematuro fracaso restaurador, integridad coronaria comprometida, caries recurrente, incomodidad del paciente, o hasta necrosis pulpar.

Este capítulo presenta una revisión morfológica e histológica de los tejidos dentarios, haciendo énfasis sobre la importancia clínica para la práctica de la odontología restauradora.

## 1.1 ESMALTE

Es un tejido altamente mineralizado y por lo tanto, carece de la capacidad de reacción biológica, lo cual lo hace vulnerable a la desmineralización ácida, atracción, y fractura.

El esmalte define la estética cuando su apariencia perlada y su belleza opalescente están en armonía con las características faciales.

Tiene un volumen de 90% de mineral inorgánico, apatita, fosfato y calcio. El esmalte también contiene una pequeña cantidad de matriz orgánica y 4%-12% de agua, la cual contenida en los espacios intercristalinos y en un retículo de microporos abiertos hacia la superficie externa.

Los microporos forman una conexión dinámica entre la cavidad oral externa y los fluidos pulpaes, así como fluidos de los túbulos dentinarios.

Diferentes fluidos, iones, y sustancias de bajo, peso molecular, ya sean perjudiciales fisiológicos o terapéuticos, pueden difundirse a través del esmalte semipermeable.

La superficie del esmalte se beneficia de la incorporación de fluoruro salivario o el de las pastas dentales para incrementar la proporción de la hidroxiapatita en cristales más grandes y más estables de fluorohidroxiapatita o fluoroapatita. En consecuencia, con la edad, el color se intensifica y se reduce la solubilidad ácida, volumen del poro, contenido de agua, y permeabilidad del esmalte.

Sobre la superficie del esmalte existe una capa continua y delgada de sustancias orgánicas denominada **cutícula del esmalte**. Es el producto final de los ameloblastos después de haberse terminado la formación del esmalte.

Esta cutícula tiene aproximadamente 0.02u de espesor, y como una membrana orgánica blanda, generalmente se pierde con el cepillado, y es reemplazada por un depósito orgánico de origen salival.

Esta estructura se denomina **película** y es también una membrana delgada y continua sobre la superficie de esmalte; que de igual forma puede ser removida por métodos de limpieza.

El esmalte es un tejido epidermal mineralizado. El gel de la matriz orgánica se forma primero y luego, es parcialmente dirigida por células ameloblásticas del órgano dentario en desarrollo.

El calcio y el fósforo en la forma de hidroxiapatita son sembrados en toda la matriz en desarrollo e inmediatamente comienza a cristalizar, aumentar y sustituir la matriz orgánica.

La mayoría de los cristales de hidroxiapatita, se presentan en forma inmadura en donde los iones o moléculas están ausentes y ocurren sustituciones extrínsecas para desestabilizar el cristal y hacerlo más soluble.

En el esmalte maduro, los cristales hexagonales unidos continuamente tienen 25 a 39 nm en espesor y 45 a 90 en ancho. La longitud del cristal, ya sea de las entidades columnares de espesor completo del esmalte o de las unidades segmentadas, todavía están por ser determinadas.

Debido a que los cristales están orientados perpendicularmente a los contornos cóncavos de las células secretoras ameloblásticas, la orientación del cristal varía gradualmente unos 70 grados desde el centro de la célula, (correspondiente al centro del prisma del esmalte) hasta la periferia. La deposición cristalina, repetida en un patrón simétrico, forma las unidades básicas estructurales del esmalte, los prismas o bastones.

Esta adopta un aspecto que recuerda a un ojo de cerradura, o a escamas de pescado, con una cabeza ensanchada en forma de cúpula esférica, un cuello estrecho y una cola con terminación irregular, cuando el corte es examinado transversalmente.

En determinadas áreas, cerca de la mitad externa del esmalte, los bastones están paralelos, mientras que más cerca de la dentina están entrelazados.

Es aconsejable evitar esta zona en una preparación cavitaria porque se puede correr el riesgo de dejar prismas sin protección que luego se desprenderán, ya sea al insertar el material o más tarde, durante los ciclos masticatorios.

Cada uno de estos prismas está constituido por muchos cristales de hidroxiapatita que puede tener hasta 1u de largo y solo 0.02 a 0.04 u de diámetro.

Los cristales de la cabeza del prisma están orientados generalmente siguiendo el eje largo del prisma, mientras que los cristales de apatita del cuello están alineados perpendicularmente a los de la cabeza.

Un prisma de esmalte no transcurre en una línea recta a través del esmalte, sino que sigue una suave espiral.

En general, surgen en ángulos rectos con respecto a la superficie de la dentina, y en la zona cervical se aproximan a la horizontal.

En los cortes transversales de la corona, los prismas siguen un curso ondulante a través del esmalte.

Tienen generalmente forma hexagonal o circular. En sentido longitudinal no siguen en línea rectilínea a través del esmalte, sino que adoptan una forma semiespiral sufriendo en algunos puntos entrecruzamientos y decuraciones lo que hace posible que en algunos cortes los prismas se observen seccionadas más longitudinalmente (parazona), o transversalmente (diaconas). Así que grupos de 10 a 12 prismas un mismo patrón direccional y grupos adyacentes patrones diferentes, fundamentalmente a nivel de tercio medio y dentinario del esmalte.

El prisma del esmalte está rodeado por una banda de materia orgánica llamada sustancia Interprismática, que es susceptible a los ácidos.

Esta sustancia también une a los prismas y se caracteriza por tener un índice de refracción ligeramente mayor, su contenido en sales es menor.

## 1.1 DENTINA

A diferencia del esmalte, el cual es acelular y predominante mineralizado, la dentina es, por volumen, 45-50% cristales de apatita inorgánica, casi 30% de matriz orgánica y cerca de un 24% de agua.

La dentina es de un color amarillo pálido y un poco más dura que el hueso. La apariencia histológica de la dentina muestra un sistema de túbulos tallados en forma de "S" entre la pulpa y el esmalte. Estos túbulos indican el trayecto de formación de este tejido. La pared del túbulo es una banda de sustancia intercelular bien calcificada, de 1u de diámetro.



Dentro de los túbulos se alojan fibras de colágena, estas son prolongaciones del citoplasma de los odontoblastos que, al calcificarse, constituyen la dentina.

Dentro de los túbulos dentinarios y cerca de la pulpa aparecen muchos pequeños nervios y terminaciones nerviosas entre las prolongaciones de los odontoblastos y la pared del túbulo.

La vitalidad de la dentina se relaciona con el tejido vital contenido en los túbulos, aunque no esta totalmente clara la explicación de cómo se transmite el dolor a través de este tejido.

Existen dos teorías para su explicación, una se denomina "**TEORÍA HIDRODINÁMICA**", debido a que relaciona el movimiento, del líquido en el interior de los túbulos provocado por el corte o la acción mecánica sobre la dentina.

La deshidratación a los estímulos fríos provoca un movimiento centrípeto de los líquidos, mientras que el calor causa el movimiento contrario.

El desplazamiento del fluido hacia el interior o el exterior de los túbulos contactan hacia las terminaciones nerviosas de su interior y las que están entre los odontoblastos permitiéndoles recibir y conducir un impulso.

Una segunda teoría sostiene que la transmisión neural a través de la dentina se hace por medio del odontoblastos que lleva el impulso a las terminaciones adyacentes. La íntima asociación de las terminaciones nerviosas con los odontoblastos, así como que estos tengan complejos de unión, son hechos que apoyan la capacidad de transmitir impulsos.

Existen varios tipos de dentina entre ellos están:

1. **DENTINA INTERTÚBULAR:** Es el componente estructural primario, la hidroxiapatita incrustada en la matriz de colágena entre los túbulos
2. **DENTINA PERITÚBULAR:** Es la que forma las paredes del túbulo dentinario, libre de colágeno, la pared túbular esta hipermineralizada.
3. **DENTINA PERIFÉRICA:** Es la primer dentina formada cerca de la unión Dentino-esmalte, los túbulos de esta dentina forman un 96% del área de superficie.
4. **DENTINA INTERNA:** Sustrato dentinario cerca de la pulpa. Las células formadoras, los odontoblastos, convergen concéntrica mente para terminar en una capa única estrechamente formada en la pared de la cámara pulpar. Esta dentina es más permeable que la periférica.
5. **DENTINA PRIMARIA:** La que se deposita antes de la erupción y después de ella. Es formada a un paso relativamente rápido hasta completar la formación radicular.
6. **DENTINA SECUNDARIA:** La dentina formada lentamente, que continua para estrechar las dimensiones de la cámara pulpar.

**7. DENTINA FISIOLÓGICA:** La continúa mineralización de las paredes de los túbulos, relacionado con la edad, quizá mediado por el proceso odontoblástico. Da como resultado, que la pared dentinaria peritúbular se engrosa progresivamente y ocluye al lumen del túbulo. La deposición de la dentina peritúbular y de la secundaria es considerada fisiológica.

**8. DENTINA REPARADORA (esclerótica):** Las lesiones cariosas y las maniobras operatorias, o la presencia de restauraciones que son conductoras térmicas, pueden además de provocar cambios en la dentina, causar depósitos de dentina reparadora, de respuesta o esclerótica. Esta se forma solo por debajo de la zona de la agresión y no rodeando toda la pulpa

### **1.3 PULPA**

Es un tejido conectivo laxo, pero se le toma como especializado, ya que no contiene fibras elásticas como los demás tejidos conectivos.

Formado de fibras colágenas y de sustancia fundamental rica en mucopolisacáridos, soportando a las vitales estructuras celulares, vasculares y nerviosas del diente.

Este es el único tejido conectivo que en su vascularización está esencialmente canalizado a través de un foramen apical abierto, y está completamente resguardada dentro de las paredes dentinarias relativamente rígidas.

Además, esto es sin la ventaja del suministro sanguíneo colateral o de una expansión del espacio para la inflamación que acompaña a la típica respuesta inflamatoria del tejido hacia las condiciones perjudiciales.

Sin embargo, la posición protegida y aislada de la pulpa desmiente el factor de que es un tejido resiliente y sensitivo con un gran potencial para sanar.

La pulpa dental cumple diferentes funciones:

1. **Formadora**, creando dentina primaria y secundaria así como también la respuesta protectora o la dentina reparadora.
2. **Nutritiva**, proporcionando el suministro vascular y medio de transferencia de la sustancia fundamental para las funciones metabólicas y el mantenimiento de las células y de la matriz orgánica.
3. **Sensitiva**, transmitiendo la respuesta dolorosa aferente (nocicepción) y la respuesta propioceptiva.
4. **Protectora**, respondiendo a los estímulos inflamatorios y antigénicos; removiendo sustancias perjudiciales a través de su circulación y de los sistemas linfáticos.

Las células que aparecen en mayor número de la pulpa se clasifican como fibrositos o fibroblastos.

Los odontoblastos altamente diferenciados son células mesenquimatosas indiferenciadas.

El tejido pulpar se describe tradicionalmente en zonas concéntricas, histológicamente diferentes: núcleo pulpar periférico más interno, la zona rica en células, la zona acelular, y la capa periférica odontoblástica.

El núcleo pulpar radicular y el coronal es en gran manera la sustancia fundamental, una matriz de proteína amorfa rodeada tanto por discretas fibras de colágeno y los canales de suministro vascular y sensorial. Los componentes neurales y vasculares, los cuales se dividen y multiplican extensivamente en zonas subodontoblásticas, se combinan en un tronco principal para pasar a través del núcleo pulpar o desde la foramina apical.

Tanto los componentes de la matriz y del colágeno están formados y mantenidos por un retículo disperso de células fibroblásticas interconectadas.

Los fibrositos y las células mesenquimatosas indiferenciadas están particularmente concentrados en la pulpa coronal externa para formar la subyacente rica zona celular hasta la capa periférica de células odontoblásticas.

Las células mesenquimáticas y/o los fibroblastos son capaces de acelerar la diferenciación mitótica y la producción de la matriz de colágeno para servir como sustitutos funcionales para las células odontoblastos destruidas. Ellas son responsables para la producción de la dentina reparadora.

Un estrato denso y capilarmente extenso, y el plexo nervioso forman la zona celular, la cual separa e infiltra internamente a la rica zona celular y periféricamente a los cuerpos celulares de la capa odontoblastos.

**CAPÍTULO 2**  
**MATERIALES DENTALES**

# MATERIALES DENTALES

## 2.1 CRONOLOGÍA.

Después de la segunda guerra mundial, el Dr. Oscar Hagger, químico suizo, desarrolló el ácido glicerofosfórico dimetacrílico (GPDM), que fue estudiado como adhesivo de la dentina. El primer informe de su uso clínico, en un producto comercializado como Sevriton (The Amalgamated Dental Company), fue hecho por Kramer y Malean (1952).

Ellos examinaron la dentina adherida por microscopio óptico y observaron que la superficie adquirió una coloración más intensa que la superficie de control. Especularon que esa reacción no usual, indicaba que la resina había cambiado la dentina, haciendo suponer una unión química con esta.

Sin embargo, debido a la naturaleza hidrofóbica del adhesivo, la hidrólisis no permitía la manutención duradera de la junta adhesiva, cuyos valores de resistencia adherente no superaban los 3Mpa.

El éxito de Buonocore con la unión de la resina al esmalte ácidamente acondicionado le llevó a probar el mismo procedimiento en la dentina. Sin embargo, su tentativa no tuvo éxito debido a las pobres características de humedad de las resinas que estaban disponibles en aquel momento, y la falta de conocimiento de la dentina como un sustrato de adhesión.

El primero en desarrollar un producto con adhesión a esmalte fue Ray Bowen, que al principio de los años 60 introdujo un compuesto llamado NPG-GMA (N-fenil-glicidilmetacrilato) que sirvió como base para los productos Cervident y Cosmobond. La resistencia de unión era muy pobre debido a que la humedad de la dentina tendía a rechazar más que atraer a los adhesivos, que además tenía mayor viscosidad que los actuales.

En 1973, Rochete unió un retenedor, elaborado con un colado de aleación de oro, al esmalte grabado de una pieza dentaria. La retención se basaba en

perforaciones hechas al retenedor, y se empleo metil-metacrilato como cemento. Cuatro años después, Howey Denehy usaron, como medios cementantes, resina sin relleno y resina compuesta. La unión lograda era solo mecánica.

Peyton (1975) relato que los polimeros de metilmetacrilato (MMA) comenzaron a utilizarse en 1937 como base de dentaduras y a veces también se usaron en prótesis parcial fijas, como materiales de revestimiento de facetas estéticas en coronas tipo veneer.

Sin embargo la utilización de los polimeros con base de metilmetacrilato era limitada porque había mucha diferencia entre su coeficiente de dilatación térmica el de los metales; mostraba baja resistencia a la abrasión y no presentaba buena estética.

En diciembre de 1976, Fusayama hace referencia de un sistema adhesivo experimental, que poseía en su composición monómeros como Bis-GMA (Bisfenol-A Glicidil Metacrilato) y el monómero éster fosfórico Phenyl-P2-(metacriloxo) etil fenil hidrógeno fosfato, como componentes adhesivos. Dicho material fue lanzado en el mercado en diciembre de 1977, con la denominación de Clearfil Bond System-F.

En 1979, Fusayama y Cols. Publicaron un estudio en el cual constataron que la utilización de un acondicionamiento con ácido fosfórico al 40%, por 30 segundos en el esmalte y en la dentina simultáneamente, aumentada significativamente la fuerza de adhesión.

Argumentaban en su artículo que las reacciones pulpares observadas por otros autores durante la aplicación de ácido de la dentina, ocurrían a causa de las consecuencias del inadecuado sellado marginal proporcionado por los materiales restauradores de la época.

A la resina Bis-GMA se le adicionaron agentes de cadena cruzada. La adición de sílice, cuarzo o vidrio, especialmente con el agente de unión silano, mejoró las propiedades mecánicas y físicas, como citó Anusavice.

Apareció otro adhesivo llamado (4metacrilixi-etiltrimelitatoanhídrico), que se combinaba con MMA (metilmetacrilato), y cuando reaccionaban con tri-n-butil

borano parcialmente oxidado (TBB-O) forman un adhesivo efectivo como agente cementante para metales.

En 1982, Livaditis y Thompson. Incrementaron aún más la eficacia del grabado añadiendo el grabado electrolítico con ácido nítrico.

Posteriormente, en 1985, Mac Laughlin y Masek emplearon ácido sulfúrico al 10% más ácido clorhídrico al 18%, y sumergieron una prótesis en dicha solución, en un aparato ultrasónico, durante un minuto y medio, para lograr la superficie retentiva deseada.

En este mismo año Nakabayashi y sus col. Anunciaron un nuevo mecanismo de adhesión, al 10% y al 3% de clorato de hierro durante 30 segundos, a continuación lavándola con agua. Este procedimiento removió la smear layer y los smear plugo, dejando expuesta la red de fibras colágenas de la dentina intertubular.

A continuación fue aplicado un primer a base del monómero hidrofílico 4-META-MMA/TBB-O, que tenía como solvente acetona. Estos monómeros penetraron por los espacios nanométricos por entre las fibras colágenas y en el interior de los tubúlos dentinarios.

La próxima fase fue la aplicación del adhesivo a base de resinas hidrofóbicas, recibiendo la fotopolimerización.

En 1985, Munskkgaard y cols, señalaron que con una resistencia tangencial de unión a la dentina mayor de 17 Mpa se lograrían restauraciones libres de brechas marginales. En otro estudio por Komatsu y Finger, en 1986, se consideró que un sistema con fuerza de adhesión a dentina de 20Mpa, evitaría la formación de tales brechas.

Kanka, en 1989 después de estudiar y revisar cuidadosamente las conclusiones de estudios anteriores sobre el grabado con ácido fosfórico, planteo una hipótesis original en la que afirma que el grabado ácido en dentina podía emplearse sin efectos negativos, siempre y cuando los túbulos y la cavidad quedaran sellados en su totalidad con los primers y resinas adhesivas. Señaló que más importante que el método empleado para grabar, es el evitar la subsecuente penetración de bacterias a través de la interfase diente-material restaurador, es

decir sellar la obturación de una manera hermética. Kanka es el creador de la llamada “**técnica de grabado total**”.

En 1992, Retief y cols, hicieron otro estudio incluyendo algunos de los más recientes adhesivos, y sugirieron que 21Mpa de resistencia tangencial puede eliminar microfiltración.

Simonatti, en 1997 describió que las interfaces son potencialmente el punto débil de las restauraciones y pueden ocasionar fracaso.

Las resinas compuestas, se utilizaron históricamente para pequeñas aplicaciones en dientes anteriores, pero era difícil obtener contornos y puntos de contacto con los dientes posteriores. Había, además, indicios de sensibilidad dentaria postoperatoria como resultado de la contracción de polimerización.

La combinación de la tecnología cerámica y la investigación de los polímeros, agregada a la integración de las fibras, tuvo como resultado el desarrollo de nuevos materiales, resinas compuestas para laboratorio, denominados, según el

Dental Advisor (1999), polímeros de vidrio, cerómeros, polividrios o porcelanas de vidrio polimérico.

## **2.2 COMPOSITES**

Un composite es la combinación de dos componentes totalmente diferentes que dan como resultado un material.

El primer componente es un polímero blando de una resina orgánica (Bis-GMA), dentro de esta matriz orgánica se encuentra el segundo componente, constituido de cerámica inorgánica. La adición de partículas de relleno inorgánicas permite conseguir un material con propiedades físicas sustancialmente mejoradas respecto a las resinas sin relleno y los silicatos.

La contracción de la polimerización se reduce en el 75% y el coeficiente de expansión térmica en el 60% respecto a los valores de la resina sin relleno. También se reduce la absorción de agua, al tiempo que aumentan las resistencias compresiva, tensora y a la fractura, la dureza y la rigidez.

A demás de estos dos constituyentes se requieren otros componentes para lograr la efectividad del material. Es necesario un agente (silano) para mantener el enlace entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz de resina, y un iniciador-activador para polimerizar la resina.

Pequeñas cantidades de otros aditivos proporcionan estabilidad de color (absorben la luz ultravioleta) y previenen un polimerizado prematuro (inhibidores como la hidroxiquinona). Los compuestos también deben contener pigmentos que activen un color aceptable a la estructura del diente.

## **2.2.1 COMPONENTES**

### **Matriz de resina.**

Comprende una familia de resinas con fórmulas diferentes, siendo en la actualidad la más utilizadas las resinas a base de BIS-GMA, un monómero híbrido que se popularizo en la literatura dental como fórmula de Bowen y cuya función es unir a las partículas de relleno entre si.

La resina de Bowen, se consigue combinando bisfenol-A con glicidilmetacrilato BIS-GMA y la estructura aromática.

Los monómeros de alto peso molecular, particularmente bis-GMA, son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente. Es esencial el uso de monómeros diluyentes para alcanzar elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. Los diluyentes pueden ser los monómeros de metacrilato, pero de ordinario son monómeros de dimetacrilato, como el TEGDMA, que reduce la viscosidad significativamente.

Desafortunadamente, la adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción de la polimerización. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra en lace cruzado entre cadenas. Esto da por resultado una matriz más resistente a la degradación por los solventes.

## **Partículas de relleno.**

Son generalmente elementos inorgánicos de tamaño y de formas variables. La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades si las partículas de relleno se unen a ella. De otra manera, las partículas de relleno pueden debilitar al material. El relleno comúnmente son producidas por pulido o trituración de cuarzo, vidrio o sílice un tamaños que oscilan entre 0.1 y 100um.

El cuarzo, fue el material más utilizado por su naturaleza química inerte y su índice de refracción similar al de las estructuras dentarias, pero tiene como inconveniente que no es radiopaco. Por otro lado, su dureza no permite la obtención de partículas pequeñas, ni tampoco el logro de un buen pulido. La ventaja de la elección de otros tipos de relleno radica en que al ser más blandos se obtienen partículas más finas y con características de radiopacidad, lo que es útil para la detección de caries secundarias.

Los vidrios de bario y de estroncio cumplen con estos requisitos, siendo este último el más usado, ya que el baño se le asigna cierto grado de toxicidad.

Los rellenos de composite tienden a ser duros, inertes y similares a la estructura dentaria con respecto a translucidez e índice de refracción.

Las propiedades físicas mejoran cuando se aumentan la cantidad de relleno del composite.

Los composite se clasifican basándose en su tipo de relleno: macrorelleno, con microrelleno e híbridos.

**1. Macrorrelleno.-** Fueron los primeros composite, emplearon rellenos de cuarzo. El tamaño medio de las partículas de relleno era de 15-30um. Estos tamaños grandes permitían una carga por peso de relleno inorgánico del 75-80%. Obtener superficies lisas de estos materiales era difícil, ya que los procedimientos de pulido, ponían al descubierto porciones de partículas grandes e irregulares.

La superficie rugosa facilitaba la tinción y la acumulación de placa, comprometiendo la estética de las restauraciones y convirtiéndolas en una fuente

de irritación para la encía adyacente. Estos materiales exhibían también baja resistencia a la abrasión, lo que conducía a pérdida de contorno las estructuras sometidas a cargas funcionales. Por ello los macrorrellenos deberían reemplazarse con frecuencia.

Los macrorrellenos más recientes del mercado presentan partículas con tamaños de 1 a 5  $\mu\text{m}$ , con valores similares a los de la carga inorgánica. Los rellenos más blandos y de menor tamaño (cristales de bario y estroncio) permiten mejorar el pulido con menor riesgo de rugosidad y tinciones.

**2. Microrrelleno.-** Las partículas individuales son aproximadamente de 0.04 a 0.4  $\mu\text{m}$ , contienen en su relleno inorgánico partículas de sílice en lugar de cuarzo o cristales. Cuando son fabricadas las resinas de microrrelleno, las partículas de relleno inorgánico son incorporadas a la matriz hasta que la resina es muy viscosa. Luego la resina es polimerizada y triturada en bloques de 5 hasta 50  $\mu\text{m}$ , los cuales son incorporados dentro de un material de microrrelleno adicional para formar el material restaurador para uso clínico.

Esta es una consideración importante para entender ciertas propiedades de estos materiales, como la contracción volumétrica durante el polimerizado, los microrrellenos muestran coeficientes de expansión térmica y absorción de agua mayor, y resistencia menor que la de sus homólogos macrorrellenos.

**3. Híbridas.-** Como el nombre lo sobre entiende, las resinas híbridas contienen una mezcla de relleno submicrónico (0.04  $\mu\text{m}$ ) y de partículas pequeñas (1-4  $\mu\text{m}$ ). La combinación de partículas de relleno de pequeñas y medianas permiten los más altos niveles de carga de relleno entre las resinas, y un mejoramiento en las propiedades físicas. Estas pueden ser pulidas hasta un brillo favorablemente alto, pero no hasta el grado de un material de microrrelleno. Las resinas híbridas son una combinación de tecnología convencional y microrrelleno.

## Sistemas iniciadores

Cada molécula de monómero de bis-GMA contiene un enlace doble de carbono insaturado. Cuando esta unión se interrumpe, el electrón libre resultante hace que la molécula se vuelva muy reactiva y genera un enlace doble con una molécula vecina, dejando otro electrón reactivo libre en el extremo de la cadena bimolecular recién formada. La reacción en cadena continua, uniendo y enlazando entre si las moléculas de resina hasta que polimeriza la mayor parte del monómero.

Para iniciar el proceso de polimerización por adición, los radicales libres deben estar presentes. Los radicales libres pueden ser generados por activación de las moléculas de monómeros con luz ultravioleta, con luz visible, calor o transferencia de energía desde otro tipo de componentes que actúen como radicales libres.

Debido a que los composites de aplicación directa tienen que polimerizar a temperatura ambiente, solo se emplean los activados químicamente (conocidos generalmente como autopolimerizables), y fotoactivados (fotopolimerizables). Las resinas fotopolimerizables pueden clasificarse, además, según la longitud de onda de la luz que se emplea para la activación (UV) o luz visible.

### Activación Química.

Fue el modo que empleó Bowen en su primer composite y continúa usándose en algunos productos de hoy en día.

Los sistemas autopolimerizables suelen presentarse en forma de dos pastas, referidas comúnmente como " Base y catalizador". La base contiene un iniciador (peróxido de benzoilo).

Al mezclar las dos pastas, la amina, actuando como donante de electrones, reacciona con el peróxido de benzoilo y forman un radical libre.

## **Activación por luz Ultravioleta.**

El primer composite fotopolimerizable fue descrito por Michel Buonocore en 1970. Contenía un fotoniciador (Benzoinmetiléter), que reaccionaba con la luz (UV) con una longitud de onda de 365 um.

La reacción convertía al Benzoinmetiléter en radical libre sin necesidad de iniciadores químicos.

Los sistemas activados por luz (UV) fueron bien recibidos ya que permitían un tiempo de trabajo ilimitado en comparación con el de los materiales autopolimerizables. Sin embargo, pronto surgieron algunas dudas sobre su seguridad, en particular respecto al riesgo de lesión corneal y de tejidos blandos por la exposición directa a la radiación (UV).

La luz (UV) tiene además, una capacidad limitada de penetrar en el esmalte.

Los composites activados por luz (UV) ya no se fabrican por los inconvenientes que presentan en comparación con los sistemas activados por luz visible.

## **Activación por luz visible.**

La profundidad de fraguado es mayor (hasta 3mm) y se requiere menos tiempo de exposición (se recomienda un mínimo de 30 a 40 seg., por capa). Aunque el esmalte atenúa significativamente la luz visible, esta permite polimerizar composite en zonas retentivas de la reparación.

Las unidades no requieren calentamiento y las lámparas halógenas empleadas en las unidades de luz visible mantienen su eficiencia de forma mucho más constante que las fuentes de luz (UV).

Los fotoiniciadores constituidos por diquetonas (como la canforoquinona) produce radicales libres cuando se exponen a la luz visible de espectro azul (420-450nm). Aunque estas sustancias pueden fraguar todas las resinas, se añaden

siempre pequeñas cantidades de aminas terciarias para acelerar la reacción inicial y disminuir de modo notable el tiempo de fraguado.

Las unidades de tipo pistola contienen todos los componentes funcionales (bombilla, ventilador o amortiguador de calor, interruptor y temporizador) en una compacta que se sitúa junto al área de actuación.

Puntas intercambiables de distintos diámetros y curvaturas añaden versatilidad de estas unidades.

Las unidades de fraguado por luz visible se consideran menos peligrosas que las de luz (UV); sin embargo, deben tomarse precauciones para evitar las lesiones de la retina debidas a la luz visible directa o reflejada.

La exposición a la luz azul intensa puede producir lesiones importantes en los fotorreceptores del ojo y su efecto es acumulativo.

Puede obtenerse una buena protección empleando pantallas de mano transparentes y protectores oculares especialmente diseñados para absorber la luz azul.

La mayoría de las unidades de polimerización ya llevan incorporadas pantallas protectoras, que pueden retirarse y utilizarse manualmente.

## **2.2.2 FACTORES QUE AFECTAN LA POLIMERIZACIÓN**

### **Rendimiento de la unidad de polimerización**

En un principio se pensó que las unidades de polimerización por luz visible no sufrían la disminución gradual e indetectable de intensidad.

Sin embargo, el rendimiento de estas unidades puede disminuir con el tiempo debido al envejecimiento de las bombillas halógenas, dando lugar a polimerización incompleta, sobre todo en la parte más profunda de la capa que se está polimerizando. La superficie protectora de la bombilla se oscurece con el uso, reduciendo la intensidad de la luz emitida.

Los radio medidores que miden la cantidad de luz emitida por la unidad de polimerización son muy útiles para evaluar la pérdida de rendimiento.

### **Tiempo de fraguado.**

Como ya se ha comentado, el composite debe exponerse a la luz de polimerización durante 1 min. de 30 a 40 seg., para conseguir una polimerización optima.

Tiempo de fraguados prolongados no han demostrado afectar de forma adversa la resina a la estructura dentaria, con lo que no es posible “sobrefraguar” un composite.

### **Distancia entre la fuente de luz y el composite.**

La intensidad de la luz que alcanza la superficie disminuye en función del cuadrado de la distancia a la superficie.

La punta de la unidad de polimerización debe colocarse lo más cerca posible (1mm) del composite para conseguir la eficiencia óptima del fraguado.

Cuando la distancia entre la luz y la resina aumenta, debe aumentar de forma equivalente el tiempo de polimerización.

### **Grosor incrementado del composite.**

La dureza del composite fraguado disminuye cuando mayor es la distancia a la superficie del composite.

Por lo tanto se recomienda realizar las restauraciones en capas de polimerización individual de 1 a 2 mm. de grosor para asegurar una polimerización completa.

### **Color del composite.**

La luz se transmite más fácilmente por las resinas de colores claros que por las de colores oscuros.

Por lo tanto cuando se emplean colores oscuros hay que reducir el grosor de las capas y aumentar el tiempo de polimerización.

### **Zonas retentivas del diente.**

La luz penetra tanto en el esmalte como en la dentina, pero con intensidad notable reducida.

El tiempo de fraguado debe aumentarse de 2 a 3 veces para asegurar la adecuada polimerización de las áreas de al preparación que no pueden recibir exposición directa a la luz.

### **Agentes de unión**

Las propiedades de los composites mejoran de forma notable cuando aumenta la afinidad del relleno por la matriz de resina. La adhesión entre la resina y el relleno facilita la transferencia de cargas entre estos componentes y ofrece resistencia a la pérdida de relleno a la superficie de la restauración.

Así los agentes aglutinantes son los resultados de los esfuerzos realizados por adherir el relleno a la resina.

Con este propósito, se usa habitualmente los silanos (molécula orgánica bipolar que reacciona con la superficie orgánica u inorgánica).

Las superficies de cristal, incluyendo las que se usan en rellenos inorgánicos, captan con facilidad una capa de agua cuando son expuestas a la atmósfera.

Los silanos son moléculas bifuncionales compuestas por un grupo de órgano funcional (generalmente metacrilato) en el otro.

Una vez hidrolizado, el grupo silicona en teoría se une de forma iónica al agua en la superficie de cristal, dejando que el extremo orgánico libre se una covalentemente a la matriz de resina.

## **CAPÍTULO 3**

# **ADHESIÓN**

## Adhesión

La palabra adhesión es derivada del latín adherente, la cual es un compuesto de ad, o para, y haerere, o pegarse.

En terminología adhesiva, adhesión o enlace es la unión de una sustancia a otra. La superficie o sustrato que es adherida es llamada el adherente. El adhesivo en la terminología dental es agente adhesivo o sistema adhesivo; puede entonces ser definido como el material que cuando es aplicado a superficies de sustancias, puede unir las, resistir la separación, y transmitir cargas a través de la unión.

La resistencia adhesiva o resistencia de enlace es la medida de la capacidad para soportar la carga del adhesivo. El periodo de tiempo durante el cual la unión permanece efectiva es referido como durabilidad.

**La adhesión** se refiere a las fuerzas o energías entre los átomos o moléculas en una interfase que mantiene juntas dos fases.

Unión de materiales de diferente composición química, en donde existirá una película de separación, llamada "**interfases**" o zona de transición

La **cohesión** es la unión de dos materiales de igual naturaleza, que entran en contacto de inmediato, en donde no se puede determinar el espacio de la unión.

Se pueden reconocer distintos mecanismos que permiten lograr la adhesión. El más elemental es el que puede denominarse adhesión mecánica y consiste simplemente en que las dos partes quedan trabadas en función de la morfología de ambas.

Esta traba puede lograrse a nivel macroscópico o microscópico (traba mecánica en pequeñas irregularidades superficiales de las partes puestas en contacto) y la diferencia entre ellas es sólo una cuestión de magnitud.

También pueden generarse fuerzas que impidan la separación de ambas partes sobre la base de la interacción de los componentes de sus estructuras.

Estos componentes son, en definitiva, los átomos o moléculas que constituyen toda porción del material.

La unión lograda en función de la generación de fuerzas interatómicas o intermoleculares generalmente se denomina adhesión específica o adhesión química, ya que la interacción entre átomos y moléculas determina lo que se reconoce como uniones químicas primarias o secundarias.

### **3.1 ELEMENTOS DE LA ADHESIÓN**

#### **Alta energía superficial del sustrato.**

Los dos materiales que están siendo unidos deben estar suficientemente cerca y en relación íntima.

Además suficiente humectación del adhesivo solamente ocurrirá si su tensión superficial es menos que la energía superficial libre del adherente.

La humectación de una superficie por un líquido es caracterizada por el ángulo de contacto de una gota colocada sobre la superficie. Si el líquido se disemina completamente sobre la superficie sólida, esto indica la humectación completa o un ángulo de contacto de 0 grados.

De acuerdo a esta teoría de humectación y energías superficiales libres, la adhesión al esmalte es mucho más fácil de lograr que la adhesión a la dentina.

El esmalte contiene principalmente hidroxiapatita, la cual tiene una alta energía superficial libre, mientras que la dentina está compuesta de dos sustratos definidos, hidroxiapatita y colágeno, la cual tiene una energía superficial libre baja. En el medio oral, la superficie dentaria está contaminada por una película de saliva orgánica con una tensión superficial crítica baja de aproximadamente 28 dinas/cm., la cual imparte adecuada humectación para el adhesivo igualmente, la instrumentación del sustrato dentario durante la preparación cavitaria produce una capa de desecho con una energía superficial libre baja.

Por lo tanto, deberá realizarse una limpieza total de la zona donde se aplicara el adhesivo.

El esmalte y la dentina tienen alto contenido de iones metálicos, que si se limpian perfectamente, son tejidos apropiados para la adhesión.

Así también se debe considerar que su área superficial se incrementa después del grabado ácido, lo que también favorece a la adhesión pues permite un mayor contacto del adhesivo con el sustrato.

- **Baja viscosidad del adhesivo.**

Los mejores adhesivos son muy fluidos para humedecer lo mejor posible el sustrato.

Si el adhesivo es muy viscoso, no humedece bien, y además deja una película de gran espesor como interfase, un requisito para los agentes cementantes es tener un espesor de película reducido.

Los adhesivos de cuarta generación a dentina son resinas de mínima viscosidad, y la mayoría se aplican sobre primers que son también resinas disueltas en acetona, etanol, u otros solventes que le reducen la viscosidad y les permiten una mejor humectación sobre los sustratos.

- **Baja tensión superficial.**

El agua tiene una tensión superficial de 75 dinas/cm<sup>2</sup>, pero la acetona y el etanol tienen menor tensión (alrededor de 25 dinas/cm<sup>2</sup>), lo que los convierte en mejores humectantes.

Los modernos adhesivos tienen por lo general imprimidores disueltos en algún alcohol o acetona.

### **3.1.1 CARACTERÍSTICAS NECESARIAS PARA UN ADHESIVO**

1. Tener alta resistencia de unión in vivo in Vitro.
2. Que selle totalmente los túbulos dentinarios.
3. Que sea adhesivo a superficies húmedas.
4. Biocompatible.
5. Autopolimerizable y fotopolimerizable.
6. Que forme película de poco espesor.
7. Que se adhiera a múltiples superficies.
8. Que la unión sea prácticamente instantánea.
9. Que haya sido probado clínicamente.
10. Que la unión quede libre de espacio sin micro filtración.

### **3.2 ADHESIÓN AL ESMALTE**

Histológicamente en este tejido se observa fundamentalmente, una estructura de cristales de hidroxiapatita orientada de tal forma, ofrece una imagen de prismas o varillas con forma de "ojo de cerradura".

Estos casos son de naturaleza iónica, ya que la mencionada hidroxiapatita es un componente de iones fosfato calcio junto con grupos hidroxilos, lo que permite considerarla como un fosfato de calcio hidratado.

Sin embargo, la superficie, tal como la ofrece un paciente, no se presenta exactamente en esas condiciones, esta contaminada con iones incorporados del medio bucal (carbonatos, fluoruros, etc.) y, además está recubierta por una película orgánica que rápidamente se deposita sobre el esmalte expuesto. Todos estos contaminantes, interfieren en la energía superficial del esmalte.

Por estas razones se busco algo que permitiera la limpieza del esmalte. Esa limpieza primeramente debe ser mecánica para remover la película orgánica y luego química, para eliminar la capa del esmalte contaminada.

La limpieza química se realiza con una solución ácida, ya que el esmalte básicamente es un cristal iónico de fosfato de calcio. Los iones hidrógenos que contiene son capaces de disolver la hidroxiapatita de la superficie adamantina y dejar expuesto un esmalte limpio y con energía superficial alta como para atraer a la resina.

El grabado del esmalte transforma la superficie lisa del esmalte en una superficie irregular con una alta energía superficial de casi 72 dinas/cm., dos veces más que el esmalte sin grabar.

El grabado ácido remueve casi 10mm de la superficie del esmalte y crea una micro capa porosa de 5 a 50 um de profundidad.

Han sido descritos tres patrones o tipos de grabado del esmalte.

Observadas con un microscopio electrónico de barrido. Estos incluyen:

**TIPO I** Es predominante la disolución del centro del prisma.

**TIPO II** Hay predominante disolución en las periferias del prisma.

Esto deja una superficie que se parece a un grupo de copas de árboles vistas desde arriba.

Aunque las pautas de los tipos I y II son completamente inversas, ambas son adecuadas para la adhesión.

**TIPO III** No son evidentes ningunas estructuras prismáticas.

Esta se produce cuando el esmalte grabado está constituido por una masa homogénea en vez de la estructura prismática más comúnmente hallada.

Los dientes primarios, precisamente, muestran a menudo una capa así en su estrato más externo.

Este grabado tipo III resulta un problema para la adhesión, pues no permite que la resina penetre en el esmalte

Una vez que ha actuado la solución ácida durante el tiempo adecuado, debe lavarse el esmalte con agua, para eliminar los desechos y el ácido de la superficie.

Posteriormente debe secarse tratando de no desecar, con aire limpio de aceite.

La completa remoción de ácido y de los sulfatos de calcio disueltos, y la presencia de un campo grabado limpio sin humedad y contaminación por saliva son indispensables para la longevidad de la unión resina-esmalte.

Por esta razón, el aislamiento con dique de goma se prefiere por el aislamiento con rollos de algodón.

Ya que la superficie de esas micro retenciones posee una elevada energía superficial, la resina líquida podrá penetrar en ellas y, al polimerizar, quedará adherida químicamente.

### **3.3 ADHESIÓN A LA DENTINA**

La técnica de grabado ácido, para obtener la adhesión al esmalte ha sido básicamente sin cambios desde su introducción y su éxito está bien documentado.

Sin embargo, es más correcto describir el desarrollo del sistema de adhesión de los materiales de restauradores de resina a la dentina como una evolución que como un descubrimiento.

Durante esta evolución se ha conseguido una mejoría impresionante de las técnicas, que todavía continúan mejorando, ya que continua siendo objetivo de la máxima investigación y desarrollo.

#### **3.3.1 EVOLUCIÓN DE LOS ADHESIVOS DENTINARIOS**

- **Adhesivos de primera generación.**

El primero en desarrollar un producto con este objetivo fue Bowen, que en los años 60 introdujo un compuesto llamado NPG-GMA (N-fenilglicidil metacrilato) que sirvió como base para los productos Cervident y Cosmobond.

La resistencia de unión era muy pobre debido a que la humedad de la dentina tendía a rechazar más que atraer a los adhesivos, que además tenían mayor viscosidad que los actuales.

### ▪ **Adhesivos de segunda generación.**

Fueron indicados para aplicación directa sobre la smear layer. Se trataba de materiales que contenían éste fosfato y poliuretanos asociados a los monómeros ya conocidos como el Bis-GMA, UDMA y HAMA, todavía dentro de la filosofía de la conexión química entre el adhesivo y la dentina.

Se caracterizo por basarse en compuestos, que logran adhesión química a la dentina a través de uniones iónicas entre los grupos fosfato de su molécula, cargados negativamente, y los iones de calcio de la estructura dentaria.

Las pruebas clínicas de estos agentes adhesivos dentinarios generalmente se encontraron con resultados pobres.

Se especulo que el fracaso clínico fue debido a una inadecuada inestabilidad hidrofílica en el medio oral y porque su principal adhesión estaba en la capa de desecho en lugar de la dentina subyacente.

La presencia de una capa de desecho intermedia evita el contacto íntimo resina-dentina, lo cual es un requisito para cualquier reacción química.

### ▪ **Adhesivos de tercera generación.**

Fue apoyada cuando se acepto el grabado ácido de la dentina para remover la capa de desecho.

Está técnica de grabado ácido de la dentina tradicionalmente fue desaprobada en América y Europa hasta fines de los años '80 debido a las inquietudes de que los grabadores ácidos podían inducir inflamación pulpar.

El mecanismo de adhesión, proponía que la dentina grabada podría proporcionar retención micro mecánica para la resina compuesta restauradora

permitiendo la penetración del agente adhesivo dentro de los túbulos dentinarios abiertos. Sin embargo, la presión opuesta del fluido dentinario y su abundante presencia en el sitio de adhesión impidió la unión micromecánica de las primeras resinas hidrofóbicas.

Los agentes de tercera generación tenían en común la actuación en mayor o menor grado, sobre el barrido dentinario para que fuera facilitada la penetración de monómeros resinosos bifuncionales.

Además de esto, buscaban una unión de naturaleza química a los componentes de la hidroxiapatita o del colágeno.

Estos sistemas introdujeron, como innovación, los primeros hidrofílicos o promotores de adhesión que eran aplicados previamente al componente adhesivo, procurando preparar la dentina.

La estrategia de adhesión consistía en remover, sustituir o cambiar la smear layer.

En 1982 Nakabayashi y sus colaboradores anunciaron un nuevo mecanismo de adhesión.

Acondicionaron la superficie de la dentina con ácido cítrico al 10% y al 3% de clorato de hierro durante 30 segundos, lavándola después con agua.

Este procedimiento dejaba expuesta la red de fibras colágenas de la dentina intertubular.

A continuación fue aplicado un primer a base del monómero hidrofílico 4 META-MNA/TBB-O, que tenía como solvente la acetona.

Estos monómeros penetraron por los espacios nanométricos por entre las fibras y en el interior de los túbulos dentinarios.

El concepto de acondicionamiento total, propuesto por Fusayama y sus cols.

En 1979, aliado a la hidratación de la dentina propuesta por Nakabayashi y cols.

En 1982, constituyeron las bases de los modernos sistemas adhesivos dentinarios.

## ▪ **Adhesivos de cuarta generación.**

Los avances más importantes en la odontología adhesiva fueron realizados con los sistemas adhesivos dentinarios multipasos desarrollados en los últimos 5 años.

Los sistemas de cuarta generación están compuestos fundamentalmente de tres elementos:

- 1. Acondicionador:** Solución ácida compuesta más comúnmente de ácido fosfórico, maleico o cítrico, utilizada para remover la smear layer y desmineralizar suficientemente la dentina. Se presenta generalmente en forma de gel, espesado por sílica o polímeros solubles, siendo lavado después de la aplicación.
- 2. Primer:** Solución compuesta por monómeros hidrofílicos disueltos en solventes orgánicos como acetona, etanol o agua, a los que se han adicionado foto iniciadores. Se utiliza para impregnar la red de fibras colágenas expuestas, formando la camada híbrida. La acetona y el etanol, debido a sus características volátiles, pueden eliminar el agua de la superficie dentinaria y llevar los monómeros hacia dentro de la red colágena, impregnándolas. Sin embargo, Tay y cols (1995) observaron que el solvente del primer debe ser adecuadamente eliminado a través del secado con leves chorros de aire, pues, de lo contrario, puede perjudicar la adhesión.
- 3. Adhesivo o bond:** Compuesto por una mezcla de monómeros hidrofóbicos, hidrofílicos y fotoiniciadores. Tiene como objetivo hacer la conexión entre el colágeno impregnado y el material restaurador resinoso en utilización.

## ▪ Adhesivos de quinta generación.

Debido a la complejidad y sensibilidad de la técnica además del tiempo necesario para la utilización de los materiales de 4ª generación, las más recientes innovaciones en el campo de los adhesivos son llevadas a simplificar los procedimientos de aplicación.

Utilizando también el principio de acondicionamiento total, fueron comercializados los agentes adhesivos de frasco único o monocomponentes.

En estos, los componentes primer y bond de los siguientes anteriores hacen parte de una única solución.

Mantienen un balance en las concentraciones de los monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos para ejercer al mismo tiempo las dos funciones. Inicialmente son materiales extremadamente fluidos, lo que proporciona la formación de la híbrida, y después de la evaporación del solvente se quedan más espesos, uniéndose a la resina compuesta.

Los solventes más usados utilizados en esos materiales son acetona y el etanol, pero algunos tiene como solvente agua, mientras que otros no poseen solvente

## ▪ Adhesivos de sexta generación

Además del sistema de frasco único, otra novedad es el concepto de primer autoacondicionante, en el cual la desmineralización de la dentina se hace simultáneamente a la infiltración de monómeros adhesivos.

Es decir, el acondicionador y el primer forman parte de la misma solución. Estos materiales pueden disminuir la inclusión de errores durante los procedimientos de adhesivos, como el sobre acondicionamiento y el secado excesivo de la dentina.

En la composición de estos “primer” existen monómeros ácido fosfatados, en concentraciones más altas que las utilizadas en los adhesivos anteriores, resultando valores de pH alrededor de 1.41.

Al ser aplicados sobre el barrillo dentinario, lo disuelven y realizan una descalcificación de aproximadamente 0.5 a 1 um en la dentina subyacente, depositando simultáneamente los monómeros resinosos y formando una capa híbrida bajo superficie.

De esta forma, los residuos de la smear layer quedan incorporados en la junta adhesiva.

Yamada y sus cols, sugirieron que esta capa fuera denominada cámara de reacción para expresar mejor el mecanismo de adhesión.

### **3.3.2 ACONDICIONAMIENTO DE LA DENTINA.**

Puede ser definido como cualquier alteración química de la superficie dentinaria mediante ácidos, con el objeto de remover la capa de desecho y simultáneamente desmineralizar la superficie dentinaria

Lo que se busca al acondicionar la dentina es remover el barrillo dentinario desmineralizar superficialmente la dentina intertúbular; para exponer las fibras colágenas, y el adhesivo interactúe con ellas.

Dos factores son importantes para tal interacción:

El primero es que sea preservada la integridad estructural de las fibras colágenas, sin desnaturalización, manteniendo la porosidad de los espacios interfibrilares.

El segundo es que la profundidad de desmineralización, sea la menor posible

Nakabayasi y cols, consideraron que una desmineralización de solamente 1 a 2 um en la dentina es suficiente para una adecuada resistencia adhesiva, pues permite fácilmente la penetración completa de los monómeros.

Diferentes ácidos, en diferentes concentraciones, tales como ácidos cítricos, maleico, nítrico, y fosfórico, son suministrados por diferentes sistemas.

Después de la aplicación clínica, estos acondicionadores son generalmente lavados para remover cualquier remanente ácido y fosfatos de calcio disueltos.

Además de remover la capa de desecho, este de desmineralización superficial expone un armazón micro poroso de fibrillas colágenas, además incrementa la micro porosidad de la dentina intertúbular.

La formación de un gel amorfo de cierta impermeabilidad sobre la parte superior del armazón de colágeno expuesto ha sido atribuido al efecto combinado de desnaturalización y colapso de la capa de desecho residual colágeno.

La profundidad de desmineralización de la superficie dentaria depende de varios factores, tales como el tipo de ácido y su tiempo de aplicación, la concentración de ácido y pH, y los otros componentes del agente de grabado tales como surfactantes, engrosadores, y modificadores.

Parámetros tales como osmolaridad y viscosidad también pueden estar involucrados en la agresividad de la desmineralización.

La profundidad de desmineralización también parece ser dependiente de la distancia entre túbulos.

Mientras más cercanos están los túbulos, más profunda es la desmineralización.

Debido a que el grabado ácido desobstruye a los túbulos dentinarios, el ácido es capaz de penetrar los túbulos hasta una cierta profundidad.

El acondicionamiento ácido de la dentina, al ser capaz de abrir los túbulos dentinarios, puede facilitar el ingreso de bacterias hacia la pulpa, si la superficie no fuera adecuadamente sellada.

Por lo tanto, aunque se emplean adhesivos dentinarios, dependiendo de la profundidad de la cavidad, los riesgos son grandes.

Después del acondicionamiento, el mantenimiento de una superficie dentinaria húmeda se piensa actualmente que es esencial para una buena adhesión con los modernos sistemas adhesivos hidrofílicos.

La disecación de la dentina acondicionada puede causar el colapso de la red de colágeno sin soporte, evitando una adecuada humectación e infiltración de la resina.

Otro factor negativo del secado con aire es la aspiración de los odontoblastos hacia dentro de los túbulos, lo que da como resultado la muerte celular.

Para solucionar estos problemas fue propuesta la aplicación de los primers sobre el sustrato dentinario húmedo. Diversos estudios constataron que esta técnica era más favorable que el secado de la dentina, siendo este un factor de extrema importancia para el éxito de la hidratación. Sin embargo, surgieron muchas dudas sobre la cantidad de humedad que debería permanecer en la superficie.

Un detalle importante de la humedad dentinaria es el tipo de solvente presente en el adhesivo.

Los sistemas actuales presentan por lo general solventes volátiles como acetona o etanol, con o sin un cierto porcentaje de agua.

Tay y sus cols, enfatizaron que una adecuada ínter difusión de los monómeros adhesivos en dentina húmeda, solamente ocurriría si el agua remanente fuera completamente eliminada y sustituida por los monómeros durante la aplicación del primers.

Los solventes volátiles, tales como acetona o etanol, pueden ayudar a esta eliminación y transportar los monómeros dentro de los túbulos y fibras colágenas.

Al aplicar el adhesivo a base de resina hidrofóbica, recibiendo la foto polimerización es observada la formación de una camada mixta de resina y colágeno dentinario, denominada capa híbrida.

Los monómeros que penetraron en los túbulos formaron las estructuras conocidas como "tags" de resina, sellando completamente la dentina.

## **CAPÍTULO 4**

# **PROPIEDADES DE LOS AGENTES** **CEMENTANTES PARA RESTAURACIONES** **LIBRES DE METAL.**

## **Cementación de prótesis libres de Metal**

La función de los elementos tradicionales es proporcionar retención por entrelazado entre las irregularidades menores de la superficie dentaria preparada y la superficie de la restauración.

Se deduce que las propiedades físicas importantes de los cementos tradicionales son su resistencia compresiva y su resistencia transversal. Mas recientemente, se han introducido cementos verdaderamente adhesivos como los que son a base de resina, los cuales presentan muy buenas propiedades.

Todos los cementos de los que dispone actualmente son capaces de trabajar bien. La elección de cual se debe usar es un caso determinado depende de las circunstancias clínicas y de la importancia relativa que el dentista atribuya a las propiedades químicas y físicas de los cementos.

### **4.1 PROPIEDADES DE LOS AGENTES CEMENTANTES.**

#### **Biocompatibilidad**

Ocasionalmente algunos pacientes pueden exhibir alergias, pero esta incidencia es muy baja.

Histológicamente los agentes de cementación parecen causar pequeña respuesta pulpar, particularmente si la dentina remanente excede el espesor de 1mm.

El papel de los cementos en el daño pulpar es ampliamente investigado en los últimos años y la contaminación bacteriana parece ser la mayor causa resultante de la colocación de lo cementos. Algunos estudios que indican al cemento de ionómero vitrio como causante de sensibilidad post-operatoria no fueron comprobados clínicamente, las causas mas probables de esta solubilidad pueden

ser la contaminación bacteriana o la desecación de la dentina, en vez de la irritación por el cemento.

Un secado indebido de la dentina abre los túbulos dentinarios causando penetración más fácil del ácido.

En cuanto a los cementos resinosos, la biocompatibilidad depende del fraguado de conversión de los monómeros durante la polimerización, y las quejas de sensibilidad post-operatoria pueden ocurrir debido a la incompleta polimerización de los mismos.

## **Adhesión**

Se considera que el fenómeno de la adhesión es el principal factor para la reducción de las microfiltraciones.

Los cementos de resinas demostraron un aumento de retención cuando se compararon con cementos convencionales.

Los cementos resinosos presentan valores mayores de resistencia de adhesión y, por lo tanto, mayor resistencia a la ruptura.

Tanto los cementos de ionómero de vidrio modificados por resinas como los resinosos sufren contracción pudiendo ocurrir estrés durante el asentamiento del material ó ruptura de la unión entre las superficies cementadas, ocasionando infiltración de fluidos orales, bacterias, así como la sensibilidad postoperatoria.

## **Solubilidad**

La solubilidad frente a los fluidos debería ser baja o nula, ya que los cementos están expuestos a diferentes sustancias ácidos, como los productos producidos por microorganismos, por la degradación de alimentos y los continuos cambios de pH y de temperatura.

Los cementos resinosos son considerados insolubles en los fluidos orales. El cemento de fosfato de zinc presenta una solubilidad relativamente en el agua.

En el caso de los cementos de ionómero vidrio demuestran susceptibilidad a la humedad durante el fraguado, por lo tanto deben ser protegidos para evitar la contaminación prematura y alta solubilidad inicial.

## **Microfiltración**

Un agente ideal de cementación final debería ser resistente a la microfiltración, ya que la penetración de los microorganismos alrededor de las restauraciones está directamente relacionada con la respuesta pulpar.

Los cementos de fosfato de cinc de ionómero de vidrio parecen ser más capaces de limitar el metabolismo de bacterias cariogénicas en las grietas marginales que los cementos resinosos.

Los cementos que contienen flúor en su composición presentan efecto anticariogénico, aspecto importante en la cementación de prótesis en pacientes con alto riesgo de caries.

## **Resistencia De Unión**

Un cemento ideal debería tener propiedades mecánica suficientes para resistir las fuerzas funcionales, fractura y fatiga por estrés.

Algunas propiedades mecánicas presentadas por los cementos para cementación final, como el módulo de elasticidad, la deformación y la resistencia de unión bajo fuerzas de tracción y compresión, son en la actualidad temas de estudio, ya que presentan comportamientos diversos.

Sin embargo, algunos estudios exhiben en general los mejores resultados para los cementos resinosos con adición de cargas, cuando son comparados con los agentes tradicionales.

## **Relación Polvo-Líquido**

La variación entre estos pueden afectar las propiedades mecánicas, el tiempo de trabajo y de fraguado de algunos cementos.

Las propiedades de los cementos también son afectados por la temperatura de la loseta de vidrio, método de espatulación, el cambio de la relación agua-ácido en el líquido del cemento.

La solubilidad se puede ver afectada por un cambio de la relación líquido-polvo de algunos materiales

## **Radiopacidad**

Es una propiedad importante, ya que permite, que el clínico observe a través del examen radiográfico la línea de cementación y la presencia de caries recurrentes a excesos marginales del cemento.

Es favorable que los cementos resinosos tengan valores de radiopacidad mayores que la dentina y similares o mayores que el esmalte.

## **Propiedades Estéticas**

Los agentes cementantes poseen una considerable importancia con el aumento en la traslucidez demostrada por los materiales restauradores cerámicos y de los polímeros de vidrio.

La estabilidad de color de los cementos debe ser considerado, el acelerador amina presente en los cementos de doble polimerización, puede llegar a un cambio cromático a lo largo del tiempo.

## 4.2 MATERIALES DE CEMENTACIÓN FINAL

### Cemento de ionómero de Vidrio

Fueron desarrollados a principios de los años '70 por Wilson y Kent, quienes combinaron las propiedades de los cementos de silicato y carboxilato de zinc.

Es también conocido como cemento polialcenoato de vidrio, pues el líquido es una solución acuosa de ácido polialcencico.

El líquido es básicamente ácido poliacrílico, itáconico, maléico, o ácido fosfórico vinil.

Posee adhesión a las estructuras dentales por la formación de enlaces iónicos en la interfase diente-cemento, como resultado de la quelación de los grupos carboxilo del ácido con el ión calcio y/o fosfato con la apatita de esmalte y dentina.

Presenta resistencia de comprensión (90 a 230 MPa) superior al cemento de fosfato de zinc.

Los cementos de ionómero de vidrio ofrecen varias ventajas sobre los materiales restauradores. Estos proporcionan una liberación de iones de flúor a largo plazo, con potencial cariostático, e inherente adhesión al tejido dentario.

Debido a que poseen un coeficiente de expansión térmica cercanamente aproximado al de la estructura dentaria y una contracción de polimerización baja, estos reportan que proporcionan un buen sellado marginal, poca microfiltración en la internase diente-restauración, y una proporción alta. Estos son biocompatibles y tienen potencial estético.

Tiene un espesor de película bajo (20 A 25 um) y propiedades físicas relativamente buena. Este puede ser mezclado manualmente o se encuentra disponible en cápsulas predosificadas que permiten su mezcla en el amalgamador.

Este cemento es muy sensible a la contaminación prematura con humedad durante el endurecimiento, se interrumpe la reacción, resultando un cemento con una alta solubilidad y propiedades físicas pobres. Por lo tanto, el cemento de

ionómero de vidrio no debe ser usado cuando hay presencia de hemorragia o el aislamiento es un problema.

El exceso de cemento no debe removerse de los márgenes por lo menos 5 minutos después de haber asentado la restauración. Se aconseja un saliente de cemento para proteger de la contaminación con humedad a las capas subyacentes de cemento.

El cemento de ionómero de vidrio tiene un tiempo de trabajo relativamente corto, de modo que una mezcla individual debe ser limitada a cementar no más de dos o tres unidades.

Si tiene que cementar unidades adicionales, se debe usar una nueva mezcla de cemento.

## **Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina**

La química de ionómero de vidrio convencional es combinando con la tecnología de la resina de metacrilato, esto llevo a la creación de los sistemas de ionómero de vidrio ionomérico, modificados con resina.

La reacción de polimerización es una reacción ácido-base lenta, típica de los cementos de vidrio convencionales.

La reacción de polimerización foto iniciada ocurre mucho más rápido a través de la homopolimerización y copolimerización de los grupos metacrilato que se unen encima de la cadena de ácido poli acrílica y grupos metacrilato del HEMA.

Ninguna o poco agua esta presente en el sistema para permitir la reacción ácido-base, típica de los cementos de ionómero de vidrio.

Un verdadero cemento modificado con resina, es definido como un sistema de dos partes caracterizado por una reacción ácido-base critica para su curado, difusión basada en adhesión entre la superficie dentaria y el cemento.

La foto polimerización suplementaria permite un tiempo de trabajo más largo, un endurecimiento rápido bajo control, y desarrollo prematuro más de la

resistencia, y resistencia contra el ataque acuoso que se encuentra en los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

La mayor ventaja de estos cementos es la facilidad de manipulación y utilización, además de su adecuado espesor de cementación, poseyendo resistencia tensional diametral y comprensiva superiores al fosfato de zinc, policarboxilato y algunos ionómeros convencionales, pero menor que las resinas compuestas.

Clínicamente, el cemento de ionómero de vidrio puede ser usado como agente de cementación final, como una base cavitaria, o como un material restaurador directo en dientes primarios y permanentes, como sellador de foseas y fisuras, como un material restaurador provisional, y un material restaurador retrograda.

Sin embargo, el Dental Advisor no recomienda su utilización para cementación de restauraciones totalmente cerámicas, pues su expansión tardía podría ocasionar fracturas en las restauraciones.

## **Cemento de resina**

Son materiales compuestos, constituidos de una matriz de resina con cargas inorgánicas tratadas con silano (Bis-GMA o el metacrilato de uretano) y por un excipiente constituido de partículas inorgánicas pequeñas.

Difieren de los materiales restauradores compuestos sobre todo por el mejor contenido de excipiente y por la menor viscosidad.

Son casi insolubles y mucho más potentes que los agentes convencionales. Su gran resistencia a tensiones es lo que los hace útiles cuando se desea la unión micro mecánica de coronas cerámicas acondicionadas por ácido.

Su polimerización puede ocurrir a través de mecanismos de iniciación química, foto polimerización, o la mezcla de ambos. Están disponibles en diversos colores y opacidades, y su formulación química permite su adhesión a diversos sustratos dentales.

Los cementos de resina compuestos se unen químicamente a los materiales composite y a la porcelana silanizadas. Las resinas adhesivas aumentan la resistencia a la ruptura de los materiales cerámicos que pueden ser acondicionados y silanizados.

La mayor parte de las resinas adhesivas poseen carga de vidrio o sílica, entre el 50 y el 70% de peso, exhibiendo alta resistencia a la compresión y a la fatiga tensional, siendo virtualmente insolubles en el medio oral.

La carga también contribuye al aumento de la resistencia marginal comparativamente al de los cementos de ionómero de vidrio convencional e híbrido, sin embargo, este aumento de contenido de carga aumenta la viscosidad del cemento reduciendo su escurrimiento y elevando su espesor.

Su habilidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en medio oral y su potencial para mimetizar los colores, hace de los cementos de resina compuestos el adhesivo elegido para restauraciones estéticas libres de metal.

Son útiles en situaciones donde las formas de retención y resistencia adecuada de las preparaciones dentales fueron perdidas, no obstante, su técnica de trabajo es bastante sensible, requiriendo especial cuidado del cirujano dentista.

## **CAPÍTULO 5**

### **PRODUCTOS COMERCIALES DISPONIBLES**

## Productos Comerciales Disponibles

La cementación final de una prótesis libre de metal, presenta características particulares relacionadas a los diversos tipos de agentes cementantes. Por esta razón es de gran utilidad conocer que en la actualidad existe una diversidad de productos que contienen ingredientes activos similares, aunque difieren en sus concentraciones o combinaciones.

Los materiales restauradores libres de metal necesitan agentes cementantes específicos, que pueden ser los cementos tradicionales o cementos resinosos asociados a sistemas adhesivos.

En este espacio mencionaremos algunos agentes cementantes que se encuentran en la actualidad y sus respectivos adhesivos.

### CHOICE (BISCO)

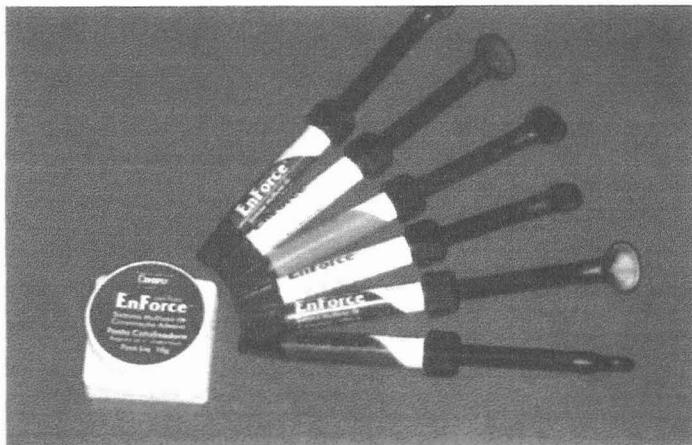
- Bis-GMA
- foto/dual
- sistema adhesivo One Step
- colores disponibles 10
- con estuche de pasta de prueba

### DUAL CEMENT (IVOCLAR/VIVADENT)

- UDMA
- dual
- no posee sistema adhesivo
- un solo color

## ENFORCE (DENSPLY)

- Bis-GMA/TEGMA
- dual
- sistema adhesivo Prime Bond 2.1
- en seis colores



## FILL MAGIC

### DUAL CEMENT (VIGODENT)

#### Bis-GMA

- dual
- no posee sistema adhesivo
- un solo color

## LUTE-IT (JENERIC PENTRON)

- Bis-GMA , UDMA/HDDMA
- foto/dual
- sistema adhesivo Bond-1
- con ocho tonos
- contiene estuche de pastas de prueba

## NEXUS (KERR)

- Bis-GMA
- foto/dual
- sistema de pruebas NEXUS
- con estuche de pastas para pruebas



## OPAL LUTING

### COMPOSITE ( 3M )

- Bis-GMA
- dual
- sistema adhesivo Scotchbond Multiuso Plus / Single Bond
- siete colores disponibles



### **PANAVIA F ( J. MORITA / KURARAY )**

- Bis-GMA
- foto /auto
- sistema adhesivo ED Primer
- colores disponibles tres

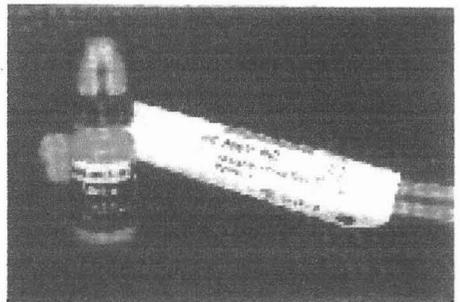


### **PERMALUTE ( ULTRADENT PRODUCT )**

- Bis-GMA
- dual
- sistema adhesivo PermaQuick
- colores disponibles seis

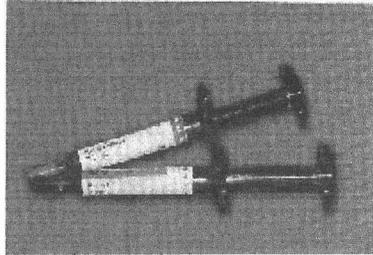
### **RelyX ARC ( 3M )**

- Bis-GMA / TEGDMA
- dual
- sistema adhesivo Single Bond
- un solo tono



### SCOTHBOND ( 3M )

- Bis-GMA
- dual
- sistema adhesivo Scotchbond
- un solo tono



### RESIN CEMENT

#### 2-Bond-2 ( HERAEUS / KULSER)

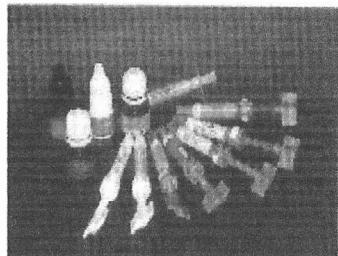
- Bis.GMA
- dual
- sistema adhesivo Multiuso Plus Solid Bond
- colores disponibles cuatro

### CALIBRA (DENTSPLAY)

- jeringas de composite fotopolimerizable.
- jeringas de cemento de composite catalizador en dos viscosidades.
- Adhesivo dentinario Primer & Bond NT.
- Silano.
- Con estuche de pastas de prueba.

### VARIOLINK II ( VIVADENT )

- Bis-GMA
- foto / dual
- contiene silano Heliobond
- sistema adhesivo Sintac
- colores disponibles cinco
- contiene estuche de pastas de pruebas

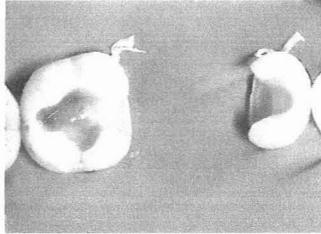


## **CAPÍTULO 6**

### **PROCEDIMIENTO PARA LA CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES LIBRES DE METAL**

## **PROCEDIMIENTO PARA LA CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES LIBRES DE METAL**

1. Aislamiento absoluto preferentemente.



2. Prueba de la prótesis con ayuda de cementos temporales evaluando la influencia del color del cemento sobre el conjunto.

### **Tratamiento de la restauración.**

3. Acondicionamiento de la superficie interna de la prótesis con ácido fluorhídrico al 10% durante 3 a 5 minutos, para promover micro retenciones para el agente de cementación resinosa. (Este procedimiento sólo se realiza en las restauraciones de Empress 1 y Empress 2)
4. Lavar a chorro de agua.
5. Se observa la superficie interna de la prótesis de un color blanco cenizo, después del acondicionamiento.
6. Neutralización de la prótesis en solución de bicarbonato de sodio.
7. Lavar a chorro de agua y secar con aire libre de aceite y humedad.

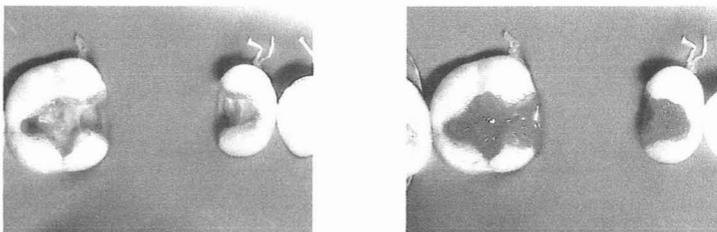
**8. Silanización de la superficie acondicionada, permitiendo la unión química de la cerámica a la resina de cementación.**

**9. Aplicación del adhesivo en la prótesis, agente de unión resinoso, tratando de evitar la fotopolimerización precoz por la luz ambiental a través del protector plástico.**

### **Tratamiento del órgano dentario.**

**10. Profilaxis con pasta libre de fluoruro.**

**11. Acondicionamiento ácido de los dientes con ácido ortofosfórico al 37% por 15 segundos.**



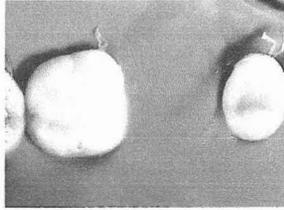
**12. Lavado por 40 segundos, con agua libre de aceite.**

**13. Secado evitando deshidratar la dentina.**

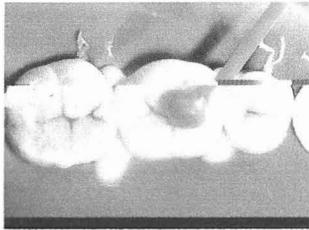
**14. Aplicación del sistema adhesivo.**

**15. Selección de la pasta matizada y del catalizador para el sistema dual.**

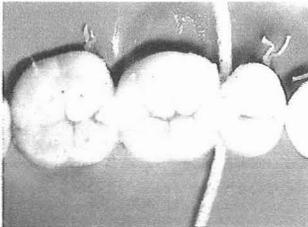
**16. Colocación del cemento resinoso en la pieza protésica.**



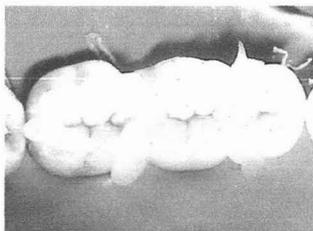
**17. Cementación con presión suave.**



**18. Eliminar excedentes del cemento.**



**19. Aplicación de glicerina para inhibir la capa de oxígeno.**



**20. Fotopolimerización del agente cementante.**



**21. Verificar la oclusión con papel de articular.**

**22. Pulido de la restauración.**

**23. Aspecto oclusal de la prótesis cementada.**



**ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA**

## **CONCLUSIONES**

## **Conclusiones**

El cementado de una restauración libre de metal exige conocimiento de las estructuras dentales y del sistema adhesivo.

La habilidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en el medio oral y su potencial para mimetizar los colores, son propiedades que hace de los cementos duales el adhesivo elegido para las restauraciones estéticas libres de metal.

Son útiles en situaciones donde las formas de retención y resistencia adecuada de las preparaciones dentales fueron perdidas no obstante, su técnica de trabajo es bastante sensible, requiriendo especial cuidado del profesional en las múltiples etapas de su utilización.

Además se debe tener especial cuidado en seguir las indicaciones del fabricante y no omitir ningún paso; así como no mezclar componentes de distintas casas comerciales puesto que las reacciones que generan uno y otro varían dando como resultado el fracaso del cementado de la prótesis.

Otro punto importante por resaltar es el verificar la fecha de caducidad de nuestro cemento dual por utilizar.

## Bibliohemerografía

- 1.- BARRANCOS. Operatoria Dental. Ed. Panamericana, 3ª edición, Buenos Aires, 1994.
- 2.- BERNARD PAUL WEIGHT, SMITH BROWN DAVID. Utilización de los Materiales Dentales. Ed. Masson, 2ª edición, Barcelona, 1995.
- 3.- 2 bond 2, Cemento dual, Literatura del fabricante, (Kulzer)
- 4.- BOTTINO MARCO ANTONIO, FERREIRA, MIYASHITA, GIANNINI. Estética en Rehabilitación Oral "Metal Free". Ed. Latinoamericana 1ª edición, Buenos Aires, 2001.
- 5.- CRISPIN BRUCES HEWLETT. Bases Prácticas de la Odontología Estética. Ed. Masson, Barcelona, 1998.
- 6.- CHAHENEAV, CARTAURIGHT, comstock kanler, Zinder, dennison, margeson. Operatoria Dental Principios y Práctica. Ed. Panamericana, Buenos Aires, 1984.
- 7.- ESPONDA. Anatomía Dental. Ed. UNAM 6ª edición, México, 1994.
- 8.- LOND GILMORE, M.R. BALES D.J., VENEFT J.P. Operatoria Dental, Ed. Interamericana, 4a edición, México, 1985.
- 9.- LAOGLIN MC. Retenedores de adhesión directa. Puente de Mary Land y otras alternativas. Ed. Panamericana, Buenos Aires, 1987.
- 10.- Nexos 2, Cemento Dual, Literatura del fabricante, (Kerr)
- 11.- PHILLIPS, RALPH. La ciencia de los Materiales Dentales, Ed. Interamericana 9ª edición, México, 1993.
- 12.- QUINTERO, BARCELÓ, BARRON. Actualización en adhesivos para esmalte y dentina y otros sustratos. Segunda parte, Práctica Odontológica, 16(2) 1995, pp. 18-23.
- 13.- QUINTERO, BARCELÓ, BARRON. Actualización en adhesivos para esmalte y dentina y otros sustratos. Segunda parte, Práctica Odontológica, 16(3) 1995, pp. 18-23.

- 14.- QUINTERO, BARCELÓ, BARRON. Actualización en adhesivos para esmalte y dentina y otros sustratos. Segunda parte, Práctica Odontológica, 16(9) 1995, pp. 24-29.
- 15.- SCHWART RICHARD, SUMMITT, ROBBINS. Fundamentos en Operatoria Dental un logro contemporáneo, Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas, 1ª edición, Venezuela, 1999.
- 16.- URIBE ECHAVARRÍA JORGE. Operatoria Dental Ciencia y Práctica, Ed. Ediciones Avances, 1ª edición, Madrid.
- 17.- Twinlook, Cemento dual, Literatura del fabricante, (Kulzer)
- 18.- Variolink II, Cemento dual, Literatura del fabricante, (ivoclar, vivadent)