

287
2ej.



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

ADHESIVOS EN PROTESIS

T E S I N A

QUE COMO REQUISITO PARA PRESENTAR EL EXAMEN PROFESIONAL DE:

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTA:

LUZ MARIA URIZA CORTEZ

Dirigió y Supervisó:

DRA. GUADALUPE GARCIA BELTRAN

Vo B^o
Guadalupe B.
11/10/94

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



CIUDAD UNIVERSITARIA

MEXICO D.F. 1994



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A MI HIJA.

SHEILA JANAI

Que con su presencia me
impulsó a terminar mi carrera.

A MI MAMA.

DRA. ROSARIO CORTES LARA

Por el interés que puso en mis estudios por su enseñanza, dedicación, amor y valor para sacarme adelante en la vida.

Gracias.

A MI ESPOSO.

JUAN ARMANDO DIAZ

Por su paciencia, confianza, amor y apoyo que me dió en la culminación de mis estudios.

Gracias.

A MI HERMANO.

ING. MANUEL FCO. URIZA

Que con su infinito amor me
alentó siempre a superarme
aún en situaciones realmente
difíciles.
Le doy las gracias por todo
el apoyo brindado.

A MI HERMANA.

ADRIANA URIZA CORTES

Por haberme comprendido cuando
más lo necesitaba.

Gracias.

A MI AMIGO.

ISRAEL DIAZ DE LEON

Por su amistad, apoyo y confianza
y por su ayuda en todo lo relacionado
a mis estudios.

A MI AMIGA Y ESPOSO.

BEATRIZ DIAZ DE LEON

Gracias por haberme dado tu
amistad, respeto y cariño.

A G R A D E C I M I E N T O

Por medio de esta deseo expresar mi más sincero agradecimiento a todas aquellas personas que me ayudaron a terminar esta carrera.

Agradeciendo muy en especial a la Dra. Guadalupe García Beltrán por su apoyo y asesorías.

Agradezco también a la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme formado.

Con cariño a la clínica periférica:
DR. JOSE SALAZAR ILARREGUI.

CONTENIDO

TEMA: ADHESIVOS EN PROTESIS

INTRODUCCION	1
CAPITULO I. Definición de Adhesión.....	2
CAPITULO II. Tipos de Uniones.....	3
CAPITULO III. Propiedades de un adhesivo.....	5
1.- Tensión y deformación.....	5
2.- Fragilidad.....	5
3.- Dureza.....	5
4.- Resistencia.....	5
5.- Límite proporcional.....	6
CAPITULO IV. Consideraciones biológicas en el uso de adhesivos.....	7
1.- Microfiltración.....	7
a) Mojamiento.....	7
b) Angulo de contacto.....	9
2.- Cambios térmicos.....	10
3.- Efectos tóxicos.....	10
4.- Adhesión a la estructura dentaria.....	11

CAPITULO V. Clasificación de los cementos

dantales.....14

1.- Cementos para Restauración.....15

a) Cemento de Silicato.....16

b) Cemento de Ionómero de Vidrio...18

c) Cemento Modificado con Metal....21

2.- Agentes Cementantes.....23

a) Cemento de Fosfato de Zinc.....23

b) Cemento de Silicofosfato.....26

c) Cemento de Policarboxilato.....29

d) Cemento de Ionómero de Vidrio...34

e) Las Resinas.....40

INTRODUCCION

Los cementos dentales son materiales de resistencia más o menos baja, pero se utilizan en gran medida cuando esta propiedad no es un requisito fundamental. Con pocas excepciones, se adhieren al esmalte o dentina, todos se disuelven y erosionan con los líquidos bucales, excepto los cementos de resina. Estos efectos los convierten en materiales no permanentes.

A pesar de ciertas propiedades inferiores, tienen muchas características positivas por lo que se utilizan en un 40 a 60% de todas las restauraciones. Esto incluye restauraciones permanentes y temporales, bases para aislamiento térmico bajo restauración metálica, protector bucal y recubrimiento cavitario, selladores de conductos radiculares, reconstrucción de dientes fracturados, agentes cementantes para fijación y restauración directas, aditamentos ortodónticos y otras funciones, como asegurar postes y tornillos que se colocan para retener restauraciones. Se tiene que recalcar que en conjunto, las propiedades físicas y químicas de los cementos dejan mucho que desear. Así como, es preciso establecer técnicas de preparación para obtener un rendimiento óptimo.

CAPITULO I. ADHESIÓN:

Es la fuerza que hace que dos sustancias se unan cuando se ponen en contacto íntimo. Las moléculas de una sustancia se adhieren o son atraídas a las moléculas de otra. Esta fuerza se llama de *adhesión*: Cuando se atraen las moléculas diferentes y de *cohesión*: Cuando se atraen moléculas de la misma clase.

La sustancia o película agregada para producir la adhesión es el *adhesivo* y el material al que se aplica se denomina: *adherente*.

Aunque en un sentido mas amplio adhesión significa simplemente unión entre superficies por lo general esta palabra se utiliza para referirse al fenómeno que comprende un tipo de atracción intermolecular entre el *adhesivo* y el *adherente* (1).

Cuando dos sustancias están en contacto íntimo, las moléculas de una se adhieren o se insertan en las moléculas de la otra, esta fuerza se denomina *adhesión*, cuando las moléculas diferentes se atraen.

Y *cohesión*, cuando las moléculas son de la misma clase.

El material o película que se agrega para producir adhesión se llama *adhesivo*, el que se aplica, *adherente*.

El fenómeno de adhesión se presenta en muchas situaciones de la Odontología. Es importante al resolver el problema de filtraciones alrededor de materiales dentales de restauración. Es probable que la retención de prótesis dentales dependa, al menos en parte de la adhesión entre dentadura y saliva, entre saliva y tejido blando, también es cierto que la inserción de la placa o cálculo a la estructura dental es en parte un mecanismo adhesivo. Por ello es importante que el odontólogo entienda los fundamentos asociados con este fenómeno.

CAPITULO II. TIPOS DE UNIONES

Uniones primarias o Químicas:

Se dividen en Uniones Iónicas, Uniones Covalentes y Uniones Metálicas.

Las uniones primarias son de naturaleza químicas.

Las uniones iónicas son de tipo químico simple provenientes de la atracción de cargas positivas y negativas.

Las uniones Covalentes, en muchos compuestos químicos se comparten electrones de dos valencias.

UNIONES INTERATOMICAS PRIMARIAS:

Las fuerzas de unión que enlazan a los átomos son fuerzas cohesivas. Las uniones interatómicas se clasifican como: Uniones Primarias y Uniones Secundarias.

Las primarias son de naturaleza químicas mientras que las secundarias se caracterizan por fuerzas físicas; las uniones atómicas primarias son de varios tipos:

Uniones Iónicas: Son de tipo químico simple, resultan de la atracción mutua de cargas positivas y negativas; el ejemplo clásico es el Cloruro de Sodio, ya que el átomo de Sodio contiene un electrón monovalente en su capa externa y el de Cloro tiene 7 electrones en esa misma capa, la transferencia de la electrovalencia de Sodio al átomo del Cloro produce un compuesto estable NaCl.

Uniones Covalentes: En muchos compuestos químicos se comparten electrones bivalentes. La molécula de Hidrógeno, es un ejemplo de unión covalente. El electrón univalente de cada átomo de Hidrógeno se comparte con el otro átomo con el que combina, y entonces las capas se estabilizan.

UNION MECANICA:

La atracción fuerte de dos substancias puede darse por la sola unión mecánica o retención, en lugar de atracción moléculas. Es posible que esta retención estructural sea poco densa, como ocurre por torniquete, golpe o socavado. También incluye otros mecanismos refinados:

La penetración del adhesivo en irregularidades microscópicas o submicroscópicas (por ejemplo surcos y poros) en la superficie del sustrato. Un líquido adhesivo fluido o semiviscoso es el mejor para este tipo de procedimientos, ya que penetra en los accidentes de la superficie, después del endurecimiento, la cantidad de proyecciones adhesivas fijas en la superficie adherente suministran las bases para la inserción o retención mecánica.

Este mecanismo se usa en Odontología en lugar de cementos adhesivos reales o materiales restaurativos.

CAPITULO III. PROPIEDADES DE UN ADHESIVO

1.- TENSION Y DEFORMACION:

Quando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo sólido, resulta una fuerza de reacción en el cuerpo que es igual en magnitud pero en dirección opuesta a la fuerza externa, esta última se llama carga en el cuerpo.

2.- FRAGILIDAD:

Es lo opuesto a la tenacidad, por ejemplo un vidrio, es frágil a la temperatura ambiente, no se curvará de manera apreciable sin romperse. Es decir un material frágil es propenso a la fractura. Sin embargo, un material frágil no necesariamente carece de resistencia. Por ejemplo la resistencia tangencial del vidrio es baja, pero la resistencia a la tracción es muy alta, si el vidrio se funde en una fibra, su resistencia a la tracción es de 2,800mp.

3.- DUREZA:

La dureza superficial es el resultado de la alteración de varias propiedades. Entre las propiedades que influyen en la dureza de un material está su resistencia, límite proporcional, ductibilidad, maleabilidad y resistencia a la abrasión y corte. Debido a los numerosos factores que influyen en la dureza es difícil de definir este término, de hecho no hay definición específica.

4.- RESISTENCIA:

Resistencia es la máxima tensión requerida para fracturar una estructura. Se le denomina resistencia a la tracción, resistencia a la compresión (resistencia al aplastamiento) o resistencia tangencial, según sea el tipo de atención predominante que actúe. La resistencia no es la medida de la tracción o repulsión atómica individual sino que mide las fuerzas interatómicas en forma colectiva, en la totalidad de cualquier estructura. Además, la resistencia no es necesariamente igual a la tensión de fractura.

5.- LIMITE PROPORCIONAL:

Si sobre un alambre se ejercen tensiones crecientes de pequeña intensidad hasta que se rompa, sin retirar la carga cada vez, y cada tensión se representa sobre una coordenada vertical y las deformaciones correspondientes se representan sobre una coordenada horizontal, se obtiene una curva. La curva comienza como una línea recta, pero se curva gradualmente una vez que excede un cierto valor de tensión. Si se adosa una regla a la parte recta de la curva (de O a P) y se alarga esa recta con una línea de trazos (b), la tensión en el punto P, en el cual la curva se aparta de la línea recta, se conoce como *límite proporcional*.

Hay una ley fundamental (ley de Hooke) que dice que la tensión es directamente proporcional a la deformación elástica. Como la proporcionalidad directa entre dos cantidades es gráficamente siempre una línea recta, la parte recta del gráfico, es la confirmación de esta regla.

Como el límite proporcional (tensión en P) es la mayor tensión posible según la ley, se lo puede definir como la mayor tensión que puede producirse en un material de modo tal que la tensión sea directamente proporcional a la deformación.

CAPITULO IV. CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS.

Necesariamente, la ciencia de los materiales dentales engloba el conocimiento y apreciación de algunas consideraciones biológicas que se hallan asociadas con la selección y el uso de materiales destinados a la cavidad bucal. La resistencia a la deformación no tiene importancia si el material lesiona la pulpa o los tejidos blandos. Se debe tomar en consideración una serie de factores para asegurar la preservación o restauración de los tejidos bucales.

1.- MICROFILTRACION. Ninguno de los materiales de restauración tradicionales utilizados en la odontología se adhiere a la estructura dentaria. Por ello, hay un espacio microscópico entre la restauración y la cavidad tallada. Mediante trazadores con radioisótopos, colorantes y el microscopio electrónico de superficie, y otras técnicas, se demostró con claridad que los líquidos y residuos bucales penetran libremente por la interfase entre la restauración y el diente.

La microfiltración puede ser identificada con diversos tipos de insuficiencias comúnmente asociadas con los materiales de restauración. Es obvio que la penetración de ácidos y microorganismos serviría de factor precursor de la caries en los márgenes de las restauraciones. La acumulación de los residuos en esa zona también fomenta la posibilidad de la aparición de pigmentaciones y cambios de color.

Si la filtración es intensa, hay proliferación bacteriana entre la restauración y la pared cavitaria, e incluso en los canaliculos dentinarios, constituyendo así un peligro potencial para la pulpa (9) y la existencia de la sensibilidad después de la colocación de la restauración (10). La superioridad de ciertos tipos de materiales y técnicas en reducir la sensibilidad posoperatoria ha sido descrita como su capacidad para adaptarse mejor a la estructura dentaria y con eso reducir la microfiltración. Además, se dijo que la acumulación de la capa bacteriana en la interfase restauración-diente contribuye a la generación de defectos óseos periodontales (11).

a) **Mojamiento.** Es muy difícil conseguir que dos superficies sólidas se adhieran. A pesar de que las superficies pueden parecer muy lisas, es posible que sean rugosas si se las considerara en dimensiones atómicas o moleculares. Por lo tanto, si se las apone, solo entran en contacto los puntos altos.

Como estos puntos constituyen solo un pequeño porcentaje de la superficie total, no se produce adhesión perceptible. La atracción es despreciable cuando las moléculas de la superficie de las substancias están separadas distancias mayores de 0.0007 micrómetro (μm).

Otra manera de superar esta dificultad es usar líquidos que fluirán hacia las irregularidades y así proporcionarán contacto en la mayor parte de la superficie de los sólidos. Por ejemplo, cuando se colocan dos superficies de vidrio pulido una contra otra y se las presiona, manifiestan poca tendencia a adherirse, por las razones ya expuestas. Sin embargo, si entre ellas se interpone una película de agua, será bastante difícil separar los dos vidrios. La energía superficial del vidrio es suficientemente grande para atraer las moléculas de agua.

Para producir este tipo de adhesión, el líquido debe fluir fácilmente sobre toda la superficie y adherirse al sólido. Esta característica es llamada "mojamiento". Si el líquido adhesivo no moja la superficie del adherente porque su energía superficial es baja, la adhesión entre el líquido y el adherente será despreciable o no la habrá. Si hay un verdadero "mojamiento" de la superficie, no hay fallas en la adhesión. Las fallas se producen en el sólido o en el adhesivo propiamente dicho, pero no en la zona donde el sólido y el adhesivo se hallan en contacto.

La capacidad que tiene un adhesivo de mojar la superficie del adherente se halla influido por varios factores. Es de particular importancia la limpieza de la superficie. Una película de agua de solo una molécula de espesor sobre la superficie del sólido puede reducir la energía superficial del adherente e impedir todo mojamiento por parte del adhesivo. Asimismo, una película de óxido sobre una superficie metálica inhibirá el contacto de un adhesivo.

b) **Angulo de contacto.** Midiendo el *ángulo de contacto* entre el adhesivo y el adherente se determina en qué medida el adhesivo mojará la superficie del adherente. Angulo de contacto es el formado por el adhesivo con el adherente en su interfase. Si las moléculas del adhesivo son atraídas hacia las moléculas del adherente con igual intensidad, o mayor, que entre sí, el líquido adhesivo se difundirá completamente sobre la superficie del sólido y no se formará ángulo alguno (fig. 1). Sin embargo, si la energía de la superficie del adherente disminuye por causa de la contaminación u otra, se formará un ángulo pequeño (fig. 1-B). Si sobre toda la superficie hubiera una película de una sola capa de contaminador, se formaría un ángulo de 45 grados (fig. 1-C), mientras que el ángulo sería muy grande sobre un sólido de baja energía superficial, tal como el Teflón (fig. 1-D). Se mide el *ángulo de avance* o el *ángulo de retroceso*, o ambos. Angulo de avance es el que se forma cuando el líquido avanza sobre una superficie sólida, seca y limpia. Angulo de retroceso es el que se forma cuando el líquido retrocede de una superficie previamente mojada. Como la tendencia a dispersarse de los líquidos aumenta a medida que disminuye el ángulo de contacto, este es útil como medida de la velocidad de dispersión.

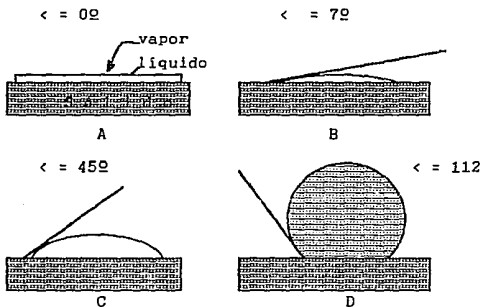


Fig. 1. En gran medida, la adhesión depende del "mojamiento" de la superficie A. Cuando el ángulo de contacto es 0° el líquido hace contacto con la superficie y corre libremente. B ángulo de contacto pequeño en una superficie levemente contaminada. C mayor ángulo sobre una superficie contaminada con una película absorbida. D ángulo de contacto grande formado porque el sólido que tiene energía superficial baja, se moja poco.

Por lo tanto, cuanto menor sea el ángulo de contacto, mejor llenará el adhesivo las irregularidades de la superficie del adherente. Además, la viscosidad y la tensión superficial del adhesivo influyen sobre la medida en lo que son llenadas estas irregularidades.

Por supuesto, las superficies "planas" sólidas no son realmente planares. Invariablemente contienen innumerables salientes, hendiduras y surcos. Las imperfecciones de la superficie son siempre un peligro potencial para conseguir y mantener una unión por adhesión. Durante la dispersión del adhesivo pueden quedar burbujas de aire que impedirán que la superficie se moje totalmente, incluso en el caso de que el líquido adhesivo tenga un bajo ángulo de contacto (fig. 2). Además, esas zonas de discontinuidad entre el adhesivo y el sólido favorecen la rotura de la unión. La unión por adhesión invariablemente está sometida a cambios térmicos y fuerzas mecánicas. Ello produce contracción de *tensiones* alrededor de los huecos. La concentración de tensión que se genera puede ser mucho mayor que la tensión media aplicada. Entonces, la tensión puede tornarse de tal magnitud que inicia una rotura en la unión adhesiva cerca del hueco. La fractura que así se forma se propaga de una irregularidad a otra y la unión se rompe en forma de "cierre relámpago" o "cierre de cremallera".

2.- CAMBIOS TERMICOS La estructura dentaria y las restauraciones se hallan continuamente expuestas a alimentos y bebidas fríos y calientes. La fluctuación de la temperatura durante el curso de una comida corriente puede ser de hasta 65°C (150°F). La conductividad térmica y el coeficiente de expansión térmica de los materiales de restauración son propiedades importantes a considerar en la preservación de la salud de la pulpa y la reducción del incremento de microfiltración que puede producirse como consecuencia de los cambios de temperatura.

3.- EFECTOS TOXICOS Muy pocos, o quizá ninguno, de los materiales dentales son totalmente inertes desde el punto de vista fisiológico. Contienen una variedad de ingredientes con potencial tóxico o irritante. Además, las reacciones químicas que tienen lugar durante el fraguado o endurecimiento del material producen efectos indeseables en la pulpa.

Para resumir, la pulpa dental se halla sometida a diversos tipos de agresiones antes, durante y después de la restauración de un diente cariado. El odontólogo debe conocer las causas de la irritación y debe tomar las medidas del caso para eliminarlas o reducirlas. Si no, las reacciones degenerativas de la pulpa continúan, acompañada de sensibilidad.

Los materiales dentales no deben irritar los tejidos blandos. Ninguno de los materiales utilizados en la confección de prótesis debe producir efecto alérgico o sensibilizante en los tejidos subyacentes.

Reconociendo la importancia de las características biológicas de los materiales dentales, la Asociación Dental Americana desarrolla una serie de pruebas que proporcionarán la metodología aceptable para estudiar los materiales desde el punto de vista de su toxicidad y características irritantes. Con el advenimiento de esta especificación, el odontólogo dispondrá de un índice biológico específico para cada material usado en la cavidad bucal, además de su certificación respecto de su adecuación desde el punto de vista mecánico.

4.- ADHESION A LA ESTRUCTURA DENTARIA. Algunos fundamentos del mecanismo de adhesión se pueden relacionar con situaciones dentales. Las mediciones del ángulo de contacto, por ejemplo, se usaron para estudiar la capacidad de mojarse del esmalte y la dentina. Se comprobó que esta capacidad de las superficies se reducía notablemente después de la topicación con solución acuosa de flúor. Trasladando esta información al campo clínico, se vio que las superficies adamantinas tratadas con flúor retenían menos la placa durante un tiempo determinado, presumiblemente a causa del descenso de la energía superficial. Así, es posible suponer que los fluoruros son eficaces en la reducción de la caries dental al hacer que una superficie dentaria permanezca limpia durante más tiempo, además del ya conocido mecanismo de reducción de la solubilidad ácida del esmalte.

En el sentido, las superficies y márgenes de las restauraciones tienen una mayor tendencia a la acumulación de residuos porque la energía superficial de muchos materiales de restauración es mayor que la del diente propiamente dicho. Esta puede ser en parte la razón de la frecuencia relativamente alta de caries marginales alrededor de las restauraciones dentales.

Actualmente, se realizarán numerosas investigaciones para encontrar substancias que se adhieran a la superficie dentaria. El hallazgo de un material de restauración o un cemento dental realmente adhesivo tendría un marcado efecto en la práctica de la odontología.

Sin embargo, la aplicación a las estructuras dentales de los diversos principios que influyen en la adhesión nos enfrenta a problemas realmente complejos. La composición del diente no es homogénea. En la dentina y el esmalte la proporción de los componentes inorgánicos y orgánicos es diferente. Una restauración que se adheriría a la parte orgánica no se comportaría de la misma manera ante los componentes inorgánicos, y el adhesivo que se uniría al esmalte probablemente no lo haría de igual medida a la dentina.

Una vez tallada la cavidad, los residuos microscópicos cubren la superficie del esmalte y la dentina. Además, los instrumentos utilizados para tallar la cavidad dejan una superficie rugosa. Estas irregularidades actúan como concentradores de tensión cuando la restauración es sometida a las fuerzas de la masticación y a las fluctuaciones térmicas que están siempre presentes en la cavidad bucal.

Posiblemente, el problema del agua tiene gran importancia. La fase inorgánica tiene gran afinidad con el agua. Para poder eliminarla por completo habría que calentar la dentina y el esmalte a temperaturas incompatibles con la cavidad bucal. Esto significa que no es factible secar lo necesario un diente a temperatura bucal con los aparatos y agentes de que dispone el odontólogo. Se debe aceptar la presencia por lo menos de una monocapa de agua sobre la superficie de la cavidad tallada. Esta capa de agua reduce la energía superficial y así altera la adhesividad del material de restauración.

Además hay intercambio de líquido através de ciertos componentes del diente, la restauración dental propiamente dicha se halla, por supuesto, en contacto con el agua de la saliva. El adhesivo dental debe desplazar esta agua, reaccionar con ella o mojar la superficie mejor que el agua que ya está presente en la estructura dentaria. Debe también mantener esa adhesión en un medio permanentemente acuoso.

Aunque los obstáculos son formidables, el progreso de las investigaciones en este campo es prometedor. Es indudable que las metas son dignas del desafío planteado. Un material de obturación adhesivo reemplazaría muchos de los materiales que se están usando en operatoria dental. Asimismo, se simplificaría la técnica de colocación del material, ya que la retención mecánica del material, hecha durante el tallado de la cavidad, que actualmente se requiere, sería innecesaria. Un cemento adhesivo haría posible que ciertos aparatos de ortodoncia se fijaran directamente sobre los dientes sin necesidad de colocar bandas en cada diente.

De gran interés es la posibilidad de hayar un material adhesivo que forme una película y que pueda, ser aplicado por topicaciones sobre la superficie sana del esmalte. Si tuviera baja energía y fuera durable esta película serviría de barrera a la formación de placa, caries, e incluso al depósito de cálculos. Ya se han fabricado selladores comerciales para sellar surcos y fisuras de las superficies oclusales de dientes de niños.

CAPITULO V. CLASIFICACION DE LOS CEMENTOS DENTALES

Estos materiales por lo general se clasifican según su composición como se presenta en el siguiente cuadro:

CUADRO 1. Clasificación y usos de los cementos dentales.

<i>Cemento</i>	<i>Usos principales</i>	<i>Usos secundarios</i>
<i>Fosfato de Zinc</i>	<i>Agente cementante para restauraciones y aditamentos ortodónticos.</i>	<i>Restauraciones inmediatas, bases de aislamiento térmico.</i>
<i>Polícarboxilato</i>	<i>Agente cementante para restauraciones, bases y aislamiento térmico.</i>	<i>Agente cementante para aditamentos ortodónticos, restauraciones inmediatas.</i>
<i>Silicato</i>	<i>Restauraciones anteriores.</i>	
<i>Silicofosfato</i>	<i>Agente cementante para restauraciones.</i>	<i>Restauraciones inmediatas, agentes cementantes para aditamentos ortodónticos.</i>
<i>Ionómero de Vidrio</i>	<i>Restauraciones anteriores, agente cementante para restauraciones y aditamentos ortodónticos, recubrimientos cavitarios.</i>	<i>Sellador de fosetas y fisuras, bases para aislamiento térmico.</i>
<i>Ionómero de Vidrio - Modificado con Metal</i>	<i>Restauraciones conservadora para dientes posteriores, reconstrucción.</i>	
<i>Resina</i>	<i>Agente cementante para restauraciones y aditamentos ortodónticos.</i>	<i>Restauraciones temporales.</i>

Con excepción del Hidróxido de Calcio y las resinas, las reacciones de fraguado son de ácido y base. Los líquidos actúan como ácido y los polvos como base, muchos de los cementos tienen usos múltiples. El fabricante modifica con frecuencia las fórmulas básicas para ajustar las características de manipulación (por ejemplo, tiempo de fraguado), o las propiedades (grosor y resistencia de la capa) para adaptarlas a un funcionamiento específico.

1.- CEMENTO PARA RESTAURACION

Los cementos se emplean en restauraciones temporales e intermedias así como en reconstrucciones estéticas de dientes anteriores. En la actualidad hay dos tipos diseñados para este último propósito, el Silicato y el Ionómero de Vidrio. Ambos son translúcidos y tienen el aspecto de la porcelana. Como los líquidos bucales disuelven los cementos de Silicato y con el tiempo se degradan, no se consideran permanentes en el mismo sentido que una restauración mecánica, como la amalgama.

Por ejemplo, el promedio de vida de una restauración de Silicato se estima en 4 años, algunas duran hasta 25, otras requieren reemplazo en un año o incluso, menos. Esta conducta errática quizá se debe a las variaciones en la técnica, diferencias en el medio ambiente, o ambas, se conoce poco a cerca de la longevidad de las restauraciones con Ionómero de Vidrio por que este sistema es relativamente nuevo. Sin embargo parecen funcionar de manera adecuada en periodos de 10 años o mas, también cabe mencionar que los cementos de Ionómero de Vidrio modificado con metal interviene en varios usos que incluye la restauración de cavidades conservadoras en dientes posteriores.

El uso de cementos de Silicato ha disminuído en buena parte con el advenimiento de las resinas compuestas para restauraciones de dientes anteriores o incluso con el desarrollo del cemento de Ionómero de Vidrio. Sin embargo, el cemento de Silicato justifica su utilidad por que posee propiedades anticariogénicas y ese mecanismo está bien definido, también el sistema de Ionómero de Vidrio se basa en cierto grado en el de Silicato.

a) Cemento de Silicato

a) COMPOSICION QUIMICA:

El polvo del cemento es cerámico. En esencia, se trata de un vidrio preparado por la fusión de Sílice, Alúmina, y compuestos de fluoruro, junto con algunas sales de Calcio. Los ingredientes se funden a unos 1400 grados centígrado para formar un vidrio. Las sales de Flúor se funden a una temperatura más baja que los otros ingredientes y actúan como fundentes. Estas sustancias se llaman Fundentes cerámicos. El polvo de vidrio de silicato es soluble al ácido. El líquido está compuesto de agua, ácido fosfórico y sales amortiguadoras, cuando se mezclan polvo y líquido, el líquido por tener un PH ácido ataca las superficies de las partículas de polvo, con lo que se libera el Calcio, Aluminio y Flúor. Los iones metálicos se precipitan en forma de fosfatos y dan origen a la matriz de cemento con inclusiones de sales de Flúor. La química básica es casi la misma que la de los Ionómeros de Vidrio. La diferencia básica es el componente ácido del líquido.

b) PROPIEDADES

El cemento de silicato tiene resistencia a la compresión pero es frágil a la tensión, recuérdese que esto es típico de la mayor parte de los materiales frágiles. Cabe mencionar que los datos de solubilidad y desintegración se obtienen al determinar la cantidad de material no volátil que alcanzan muestras de cemento durante las primeras 24 horas.

c) PROPIEDADES BIOLOGICAS

Con respecto a las propiedades biológicas, el PH del cemento es menor de 3 al colocarlo en la cavidad, y permanezca por abajo de 7 incluso un mes después. Así en términos de respuesta pulpar se clasifica como irritante considerable.

Es obvio, pues, que una restauración con cemento de silicato requiere de una mayor protección pulpar.

d) PROPIEDADES ANTICARIOGENICAS

Mientras no se desarrolle un sistema restauración que en realidad elimine la microfiltración, la capacidad de un material para inhibir la caries secundaria se mantendrá como una consideración importante.

La mayor parte de los polvos de Silicatos contienen sales de Flúor en concentraciones de más de 15 por ciento aunque la composición exacta del complejo del fluoruro presente en el cemento fraguado no se señala por completo, se establece su importancia clínica, así como el mecanismo que interviene.

Como el cements de Silicato se utiliza como sistema modelo, la explicación siguiente es necesaria porque se relaciona con el Cemento de Ionómero de Vidrio. Así mismo la adición del Fluoruro a otros materiales de restauración a fin de obtener este efecto es un área de investigación extensa.

Esta bien conocido que la incidencia de caries secundaria es mucho menor al rededor de la restauración con cemento de Silicato que la asociada con otros materiales de obturación.

También la caries por contacto es menor con restauraciones de Silicato que con amalgamas. La caries por contacto es un término aplicado a la que se presenta en la superficie próxima de dientes adyacentes a la restauración. Así aunque el Cemento de Silicato tiene muchas fallas es único desde el punto de vista de sus característica anticariogénicas. Esta capacidad anticariogénicas se le atribuye al Fluoruro presente en el cemento. Es probable que la filtración de Fluoruro continúe por toda la vida de la restauración. Hay varia formas en las cuales esta filtración contribuye a la inhibición de caries.

b) Cemento de Ionómero de Vidrio

Queda claro que durante los avances en los materiales dentales, como técnicas de adhesión, sistemas nuevos de resina compuesta y aleaciones para vaciado, ocurrieron cambios radicales. Sin embargo, ninguno ha tenido mayor impacto que el Cemento de Ionómero de Vidrio.

Ionómero de Vidrio es el nombre genérico de este sistema de cemento, por que el polvo es un vidrio, y en la reacción de fraguado y en la unión adhesiva a la estructura dental intervienen uniones iónicas, con frecuencia se designa con el nombre de Cemento Poli (alquenoato) o se abrevia como: CIV. Los que se designan como agentes cementantes se clasifican como tipo I. Las fórmulas para restauración son tipo II, mientras las bases y recubrimientos se enlistan como tipo III. La explicación en este punto se enfoca a los CIV tipo II.

Este tipo se diseña en restauraciones estéticas de dientes anteriores y se recomienda utilizarlo en cavidades clase III y V.

También como el cemento produce una adhesión real a la estructura dentinaria, es de particular utilidad en restauraciones conservadoras de áreas erosionadas. La necesidad de retención mecánica por una preparación cavitaria se elimina o, por lo menos, la instrumentación es mínima. A este respecto, es superior a una resina compuesta que tenga ese propósito.

COMPOSICION Y QUÍMICA:

El cemento es un sistema de polvo y líquido. Al principio, los líquidos de cemento de Ionómero de Vidrio eran soluciones acuosas de ácido poliacrílico en una concentración de 50%. El líquido fue muy viscoso y con tendencia a gelificar con el tiempo. En la mayor parte de los cementos actuales, el ácido poliacrílico del líquido se presenta en forma de copolímero con ácido, itacónico, o tricarbálico, estos ácidos tienden a aumentar la reactividad del líquido, disminuir la viscosidad y reducir la tendencia a la gelificación, que es el resultado de la unión intermolecular de Hidrógeno que origina uniones cruzadas de las cadenas de polímeros.

El agua es el componente mas importante del líquido del cemento, es el medio de reacción e hidrata los productos de ésta; la cantidad de agua en el líquido es muy importante: si es demasiada hace frágil al cemento; si es muy poca, dificulta la reacción y la hidratación posterior.

Aún después de que el cemento fragua en apariencia, continúa una precipitación y endurecimiento posterior, a la formación de la polisal de Calcio se atribuye el fraguado inicial, pero la formación lenta de la polisal de Aluminio se hace dominante en la matriz. Si el cemento está expuesto al agua antes de que progrese lo suficiente la reacción de endurecimiento, los cationes y aniones que forman la matriz se disuelven y se pierden en el cemento.

MECANISMO DE ADHESION:

El mecanismo exacto por el cual el Ionómero de Vidrio se une a la estructura dental no está bien claro. Sin embargo casi no hay duda de que básicamente interviene la reacción de los grupos Carboxilo y los Poliácidos con el Calcio en la apatita del esmalte y dentina.

PROPIEDADES:

Las propiedades pertenecientes al Ionómero de Vidrio se ven el cuadro 24-2, la resistencia a la compresión y dureza son menores que las del cemento de Silicato, la solubilidad en agua a las 24 horas es similar, con el Silicato, la solubilidad inicial se debe a la filtración de productos intermedios o aquellos en los que no intervienen la formación de matriz, sin embargo, cuando el cemento de Ionómero de Vidrio, se somete a prueba *in vitro*, tiende a ser más resistente al ataque de los ácidos.

Su solubilidad *in vivo*, en comparación con otros cementos se explicará en lo relacionado con el tema de Agentes Cementantes.

PROPIEDADES BIOLÓGICAS:

Hay indicación de que los cementos de Ionómeros de Vidrio poseen las mismas propiedades anticariogénicas que los de los Silicatos. Los Ionómeros de Vidrio tipo II liberan Fluoruros en cantidades similares a las de los Silicatos al principio, y así continúan por un largo período.

MANIPULACION Y COLOCACION:

Es esencial una superficie limpia para asegurar la adhesión, la presencia de una capa superficial de partículas residuales después de la preparación de la pieza dentaria, esta capa de residuos en esmalte y dentina tiende a bloquear la superficie del diente de una adhesión principal.

Se utiliza un lavado con pómez pero se obtienen resultados superiores al utilizar agentes diseñados con ese propósito. Entre éstos se encuentran las soluciones de ácido poliacrílico en varias concentraciones, el objetivo es retirar la capa superficial de partículas residuales pero dejar obturados los túbulos de colágena en su lugar para que actúen como barrera de penetración a los componentes del cemento y preservar la hidrodinámica de la dentina. De ésta manera la acción del líquido debe limitarse a sí misma: a mayor concentración menor es el tiempo que se requiere para retirar la capa superficial de partículas residuales.

Después de acondicionar y enjuagar la preparación se seca la superficie sin desecarla mucho, cualquier contaminación posterior con saliva o sangre perjudica la unión del cemento. Aunque por lo general se utiliza una proporción 3:1 de peso, se tiene que seguir la proporción líquido que recomienda el fabricante.

Como se dijo, cualquier cualquier reducción de esta proporción da lugar a una disminución de las propiedades y susceptibilidad a la degradación en el medio bucal. Con un producto de mezcla manual se prefiere una loseta de vidrio a la de papel, por que al enfriarse el vidrio se mantiene la temperatura por un periodo mayor. Al disminuir la temperatura, la loseta fría permite la incorporación de todo el polvo y así se mantiene la plasticidad de la mezcla, es importante que la loseta no se enfríe con rocío, y esté seca para preservar el equilibrio ácido-agua, si el líquido contiene poliácido, el recipiente no se puede colocar en un refrigerador por que esto lo torna muy viscoso.

El polvo y líquido no se dispensan en la loseta si no hasta poco antes de empezar a hacer la mezcla, la exposición prolongada a la atmósfera del consultorio altera la proporción ácido-agua del líquido. El polvo se incorpora con rapidez en el líquido con el uso de una espátula de acero. El tiempo de mezcla no tiene que exceder a los 45 segundos. Al mismo tiempo la mezcla debe tener una superficie brillante, lo que indica la presencia del poliácido que no se ha utilizado en la reacción del fraguado. El ácido residual asegura la unión adhesiva con el diente. Si se prolonga la mezcla, la superficie se hace opaca y no se obtiene adhesión.

d) Ionómero de Vidrio Modificado con Metal

Los cementos de Ionómero de Vidrio modificados por la incorporación de partículas de relleno se han perfeccionado en un intento de mejorar su resistencia, a la fractura y al desgaste. Se emplean dos métodos de modificación. El primero es la mezcla de polvo de aleación de amalgama de plata esférica con el del Ionómero de Vidrio tipo II. Este cemento se llama *aleación de plata admix*. En el segundo sistema interviene la unión de partículas de plata por fusión con las del polvo de vidrio a través de una sinterización a alta temperatura de una mezcla de los dos polvos. Este cemento se denomina *cermet*. La microfotografía de barrido electrónico de un polvo *cermet* muestra las partículas de polvo de plata insertadas en la superficie del cemento. En el cuadro 2 se comparan las propiedades de resistencia del tipo *cermet* del cemento metálico con las del cemento de Ionómero de Vidrio convencional. Estas no están mejoradas en gran proporción sobre el cemento convencional. En el cuadro 3 se compara la resistencia a la fractura de *cermet* y de la aleación de plata *admix* con el cemento de Ionómero de Vidrio tipo II respectivo, con una resina y con una amalgama. La resistencia a la fractura de los dos tipos de cemento modificados con metal no difieren de las del cemento sin relleno. La resistencia a la fractura de los cementos de Ionómeros de Vidrio ya sean modificados con metal o no, es baja en extremo y se compara con la resina compuesta y la amalgama.

CUADRO 2. Algunas propiedades de los cementos para obturación.

	Silicato	Ionómero de vidrio (tipo II)	Ionómero de vidrio modificado con metal (cermet)
Resistencia a la compresión (MPa) (24 h)	180 (psi) 26 000	150 22 000	150 22 000
Resistencia diametral a la tracción (24 h)	(MPa) 3.5 (psi) 500	6.6 960	6.7 970
Dureza (HDK)	70	48	39
Respuesta pulpar	Grave	Media	Media
Anticariogénico	Si	Si	Si
Solubilidad (prueba de la ADA)	0.7	0.4	---

CONSIDERACIONES CLINICAS

Con el aumento a la resistencia y al desgaste y el potencial anticariogénico, estos cementos modificados con metal se sugieren para su uso limitado como alternativa de la amalgama o de la resina compuesta para restauraciones posteriores. Sin embargo, cabe mencionar que estos materiales se clasifican como materiales frágiles por esta razón, su uso se restringe a restauraciones conservadoras, y en general de clase I. Parecen funcionar relativamente bien en estas situaciones, y se recomienda en particular su uso en pacientes jóvenes propensos a sufrir caries.

Estos cementos se endurecen con rapidez de manera que es posible terminarlos en un periodo mas o menos corto. En unión con su capacidad de adhesión y resistencia a la caries, estas características lo hacen que este listo para utilizarse como material de reconstrucción de dientes a restaurar con coronas vaciadas. Sin embargo, por su baja resistencia a la fractura y a su naturaleza frágil debe considerarse con precaución. Se recomienda no utilizarlo en situaciones en las que se tiene que reconstruir más del 40% del total de tejido dentario. Asimismo, se recomienda utilizar tornillos auxiliares.

CUADRO 3. Resistencia a la fractura de los materiales en relación con la amalgama.

X Amalgama *	
Resinas compuestas posteriores	0.83-1.3
A-Ionómero de vidrio tipo II	0.29
Cermet	0.27
B-Cemento de Ionómero de vidrio tipo II	0.11
Aleación de plata admix	0.16

* A la resistencia a la fractura de la amalgama se le asigna un valor de 1, y los valores presentados para otros materiales son fraccionarios. El valor más alto es de el material más resistente.

2.- AGENTES CEMENTANTES

a) Fosfato de Zinc

Como el fosfato de zinc es el más antiguo de los agentes cementantes y por lo tanto, es uno de los que tienen una trayectoria más larga, sirve como norma de comparación de los sistemas más recientes. Además, mucha de la información básica que se explica en las secciones siguientes se aplica de manera directa a los otros tipos de cemento.

La especificación núm. 8 de la American Dental Association para los cementos de fosfato de zinc los clasifica en dos tipos con base en su modo de empleo. Los cementos tipo I son fórmulas útiles para cementar vaciados de precisión, mientras los de tipo II se aplican a los demás usos. La diferencia entre estos dos es el grano más fino y la capacidad de formar películas de 25 μ m o menos, mientras la película máxima permisible para los cementos tipo II es de 40 μ m. La química y otras propiedades son las mismas; se hace énfasis en la explicación de los cementos tipo I, que se aplica de igual manera a los de tipo II.

COMPOSICION

POLVO. Principalmente óxido de zinc con hasta un 10% de óxido de magnesio y pequeñas cantidades de pigmento.

LIQUIDO. Acido ortofosfórico concentrado que contiene aproximadamente un 40% de agua y un 2.5% de fosfato de aluminio y, (en algunos casos), aproximadamente un 5% de fosfato de zinc. El contenido de agua controla la ionización del ácido, y así la velocidad de la acción con el polvo. Las sales ayudan también a controlar la velocidad de las reacciones, y los iones aluminio favorecen la formación de un producto de reacción amorfo que da un cemento más resistente.

REACCION DE FRAGUADO

El fosfato de zinc amorfo así formado une los núcleos de óxido de zinc sin reaccionar y los otros componentes del cemento. El cemento fraguado consta de una estructura nucleada de partículas residuales de óxido de zinc en una matriz de fosfato.

PROPIEDADES

Resistencia. La resistencia comprensivas de los productos comerciales se encuentran entre los 83 y los 110 MN/m² (el mínimo para la retención adecuada de las restauraciones es de aproximadamente 55 MN/m²). La resistencia traccional es de unos 5 MN/m².

Solubilidad y Desintegración. Aproximadamente el 0.3% en peso de estos cementos es soluble en agua destilada durante los primeros 7 días. La solubilidad cae entonces, pero sigue siendo importante. La solubilidad en soluciones de ácido láctico o cítrico es de 20 a 30 veces más alta. Este dato es sólo una guía aproximada de la solubilidad en condiciones orales.

Espesor de la Película. El valor mínimo es función del tamaño de la película del polvo de la relación polvo/líquido, y de la viscosidad de la mezcla. Medidas según la especificación N°8 de la A.D.A. los cementos de grano medio (tipo II) dan menos de 40 micrones, y los de grano fino (tipo I) menos de 25 micrones. En la práctica ambos tipos de cementos llenarán las impresiones entre las restauraciones y el diente y permitirán que la mayoría de los colocados asienten en forma satisfactoria. A menos que se hagan vías de escape o respiraderos en las coronas completas, puede producirse la separación del polvo y el líquido con defectos marginales en la película de cemento.

Tiempo de Fraguado. Con las condiciones bucales, para la consistencia recomendada, el tiempo de fraguado oscila entre 4 y 9 minutos para las distintas marcas. El tiempo de trabajo a temperatura ambiente se aumenta empleando una loseta fría.

Relación Polvo/Líquido. Una mayor relación polvo/líquido da una mezcla más viscosa, un menor tiempo de fraguado, una mas alta resistencia, menor solubilidad y menor cantidad de ácido libre.

Manipulación.

1. Se agrega polvo al líquido en pequeñas porciones para lograr la consistencia deseada.

2. La disipación del calor de la reacción mezclando sobre una gran superficie de una loseta enfriada permitirá una mayor incorporación de polvo para una cantidad dada de líquido.

3. El cemento debe permanecer sin ser perturbado hasta el final del periodo de fraguado.

4. La loseta de mezcla debe ser secada completamente antes de usarla.

5. El líquido del cemento se mantiene tapado para impedir cambios en su contenido de agua.

6. El líquido que pierde translucidez debe ser descartado.

Efectos Biológicos

1. La mezcla de cemento produce una irritación pulpar inicial debida a su acidéz y efectos osmóticos.

2. El cemento fraguado puede permitir una filtración marginal que trae como resultado una patología pulpar a largo plazo.

Retención. Como se explicó, la adhesión designa la unión entre moléculas diferentes. No hay adhesión entre el cemento y el fosfato de zinc y la estructura dental o cualquier material de restauración en que se emplea. Sin embargo, sin duda existe fijación mecánica, como la acción del pegamento en el papel o las uniones de madera, que proporcionan cierta cantidad de retención a la restauración. Siempre que un vaciado se fija en la cavidad preparada, las superficies del vaciado y estructura dental mostrarán una ligera rugosidad e irregularidades en las cuales el cemento plástico se fuerza. Después de que endurece, estas extensiones muchas de las cuales son espacios muertos, ayudan a proporcionar retención a la incrustación. Por esta razón las superficies muy pulidas no presentan mayor retención cuando se unen con el cemento de fosfato de zinc como lo hacen las que tienen una ligera rugosidad. Este mecanismo de unión mecánica es parecido al que se obtiene por las técnicas de grabado ácido que se utilizan en las resinas para restauración.

1. **Ventajas.** Los cementos de fosfato de zinc generalmente se manipulan con facilidad y tienen una larga foja de razonable durabilidad clínica. Pueden obtenerse altas resistencias a la compresión y bajos valores de espesor de película controlando las relaciones polvo/líquido.

2. **Desventajas.** Fragilidad, solubilidad en ácidos orgánicos y líquidos orales, irritación pulpar (debe emplearse una protección en cavidades profundas), falta de adhesión a la estructura dentaria lo que lleva a filtración, y falta de características anticariogénicas.

b) Cemento de Silicofosfato.

Aplicaciones.

1. Cementado de restauraciones fijas y bandas de ortodoncia (tipo I).
2. Como material de obturación posterior temporario (tipo II).
3. Como material de doble propósito (tipo III).

Composición.

1. **POLVO.** Mezcla de un 10 a un 20% de óxido de zinc (polvo de cemento de fosfato de zinc) y vidrio de silicato (polvo de cemento de silicato) mezclados mecánicamente o fundidos y vueltos a moler. El vidrio de silicato generalmente contiene cierto porcentaje de fluoruro.

2. **LIQUIDO.** Solución concentrada de ácido ortofosfórico que contiene aproximadamente un 45% de agua y 2 a un 5% de sales de aluminio y zinc.

Reacción de Fraguado. La reacción de fraguado no ha sido totalmente investigada pero puede representarse de la manera siguiente:

Óxido de zinc/vidrio de aluminosilicato + ácido fosfórico --> gel de fosfato de aluminosilicato de zinc.

El cemento fraguado consta de vidrio y partículas de óxido de zinc sin reaccionar unidas por la matriz del gel de silicofosfato.

Propiedades.

1. **Resistencia.** La resistencia a la compresión está en el rango de 140 a 170 MN/m². La resistencia tradicional es considerablemente mas baja, de unos 6 MN/m². La tenacidad y la resistencia a la abrasión son más altas que las de los cementos de fosfatos.

2. **Solubilidad.** Aproximadamente un 1% en peso después de 7 días en agua destilada. La solubilidad en ácidos orgánicos y en la boca es menor que la de los cementos de fosfatos. Elimina fluoruros y puede contribuir a una acción anticariogénica.

3. **Espesor de la Película.** Estos cementos generalmente tienen un tiempo de fraguado más breve y un tamaño de grano más grueso, lo que lleva a un mayor espesor de película que en el caso de los cementos de fosfatos de zinc. Un material reciente a mejorado con respecto a esas propiedades, y el espesor de película es adecuado para el cementado de restauraciones coladas y cerámicas.

4. **Tiempo de Fraguado.** En la consistencia de cementado es de 5 a 7 minutos; el tiempo de trabajo es de aproximadamente 4 minutos, y puede aumentarse usando una loseta de mezcla fría.

5. **Aspecto.** El contenido vítreo le dá una translucidez considerablemente mayor que las de los cementos de fosfato, haciendo que estos materiales sean útiles para el cementado de restauraciones de porcelana.

6. Manipulación.

1. La mezcla es análoga a la del cemento de silicato, empleando una espátula no abracionable y una loseta de mezcla enfriada.

2. En todas las cavidades profundas debe emplearse una base o protección adecuada.

3. El cemento no debe ser perturbado durante su periodo de fraguado.

4. El líquido del cemento se mantiene tapado para impedir cambios en su contenido acuoso.

5. El líquido que presenta turbidez debe descartarse.

Efectos Biológicos.

1. La mezcla es más ácida que la del cemento de fosfato de zinc, lo que hace necesaria la protección pulpar en todos los dientes vitales.

2. Los líquidos orales eliminan del cemento fraguado fluoruros y otros iones, lo que trae como resultado una mayor cantidad de flúor sobre el esmalte y una probable acción anticariogénica.

Ventajas. La resistencia, la tenacidad y la resistencia a la abración son más altas y la solubilidad oral mas baja que las de los otros cementos orgánicos. La translucidez y la liberación de flúor son características ventajosas.

Desventajas. El pH inicial y la acidez total son mayores que para los cementos de fosfatos de zinc. La sensibilidad de la pulpa puede ser de mayor duración. Es fundamental la protección pulpar. La manipulación es más crítica que con los cementos de fosfato de zinc.

6. Manipulación.

1. La mezcla es análoga a la del cemento de silicato, empleando una espátula no abracionable y una loseta de mezcla enfriada.
2. En todas las cavidades profundas debe emplearse una base o protección adecuada.
3. El cemento no debe ser perturbado durante su periodo de fraguado.
4. El líquido del cemento se mantiene tapado para impedir cambios en su contenido acuoso.
5. El líquido que presenta turbidez debe descartarse.

Efectos Biológicos.

1. La mezcla es más ácida que la del cemento de fosfato de zinc, lo que hace necesaria la protección pulpar en todos los dientes vitales.
2. Los líquidos orales eliminan del cemento fraguado fluoruros y otros iones, lo que trae como resultado una mayor cantidad de flúor sobre el esmalte y una probable acción anticariogénica.

Ventajas. La resistencia, la tenacidad y la resistencia a la abración son más altas y la solubilidad oral mas baja que las de los otros cementos orgánicos. La translucidez y la liberación de flúor son características ventajosas.

Desventajas. El pH inicial y la acidez total son mayores que para los cementos de fosfatos de zinc. La sensibilidad de la pulpa puede ser de mayor duración. Es fundamental la protección pulpar. La manipulación es más crítica que con los cementos de fosfato de zinc.

c) Cemento de Policarboxilato de Zinc (Carboxilato).

El cemento de policarboxilato o poliacrilato, como se denomina en ocasiones, es el primer sistema de cementos en el que se obtiene una adhesión a la estructura dental.

Aplicaciones.

1. Cementado de restauraciones coladas y cerámicas y bandas de ortodoncia
2. Materiales para recubrimientos o bases cavitarias.
3. Material de obturación temporario.

Composición.

Los cementos de policarboxilato son sistemas de polvo y líquido. El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico o un copolímero de ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos no saturados (es decir, itacónico). El peso molecular de los poliácidos es de 30,000 a 50,000. La concentración ácida varía en algún grado de un cemento a otro pero por lo regular es de 40%.

La composición del polvo es similar a la del cemento de fosfato de zinc: básicamente de óxido de zinc con algo de óxido de magnesio; este último sustituye al de estaño. Se añade otros óxidos, como de bismuto y alumninio. El polvo también contiene cantidades pequeñas de fluoruro estannoso, que modifica el tiempo de fraguado y asegura las propiedades de manipulación; es un aditivo importante que aumenta la resistencia. Parece que la adición de fluoruro imparte propiedades anticariogénicas: Sin embargo, el fluoruro que se libera de éste cemento es apenas una fracción (de 15 a 20%) de la cantidad que desprenden los de silicofosfatos y de ionómero de vidrio.

1. POLVO. Óxido de zinc que tiene en algunos casos entre un 1 y un 5% de óxido de magnesio; en algunas marcas puede haber un 10 a 40% de óxido de aluminio u otro relleno de refuerzo. Puede incluirse un pequeño porcentaje de fluoruro de estaño para mejorar las propiedades mecánicas y proveer un fluoruro soluble.

2. **LIQUIDO.** Es una solución acuosa aproximadamente al 40% de ácido poliacrílico o copolímeros de ácido poliacrílico con otros ácidos orgánicos tales como el ácido itacónico. El peso molecular del polímero generalmente está en el rango de 30,000 a 50,000 psi y es responsable de la característica viscosa de la solución.

UNIÓN A LA ESTRUCTURA DENTAL. La característica sobresaliente del cemento de policarboxilato de zinc es que tiene unión química con la estructura dental. No se comprende por completo el mecanismo, pero quizá sea análogo a la reacción del fraguado. Según se esquematiza en la figura 1, se cree que el ácido poliacrílico reacciona por medio de los grupos carboxilo con el calcio de la hidroxapatita. Con respecto al Ionómero de Vidrio, que el componente inorgánico y la homogeneidad del esmalte es mayor que el de la dentina. Así, la resistencia de unión es mayor en el primero que esta última.

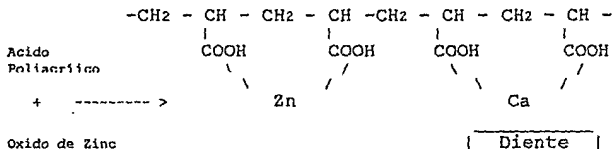


Fig. 1. Ilustración del mecanismo de fraguado así como el modo probable de adhesión a la estructura dental del cemento de policarboxilato.

REACCION DE FRAGUADO. El óxido de zinc reacciona con el ácido poliacrílico formando una estructura de cadenas cruzadas de poliacrilato de zinc. El cemento fraguado consta de partículas de óxido de zinc residual unidas entre sí por esta matriz amorfa geliforme.

Propiedades.

1. **Resistencia.** La resistencia a la compresión para la consistencia de cementado está en el rango de los 62 a 83 MN/m². La resistencia traccional es de unos 6 a 7 MN/m². La resistencia aumenta con la relación polvo/líquido alcanzando el máximo aproximadamente con una relación 2:1 en peso, y aumenta también con el agregado de aditivos tales como, la alúmina y el fluoruro estañoso.

2. **Solubilidad.** Es de aproximadamente 0.05% después de 7 días en agua, es menor que la de los cementos de fosfato de zinc. No obstante, como en estos últimos, la solubilidad es apreciablemente mas alta en ácidos tales como el láctico y el cítrico.

3. **Espesor de la Película.** La mezcla parece ser más viscosa que para los otros cementos, pero fluye bajo presión a espesores de película de 25 a 35 micrones.

4. **Tiempo de Fraguado.** La velocidad de fraguado es afectada por la relación polvo/líquido, la reactividad del óxido de zinc, el tamaño de las partículas, la presencia de aditivos y el peso molecular y la concentración del ácido poliacrílico. Para productos comerciales el tiempo de fraguado oscila entre 5 a 8 minutos. El tiempo de trabajo a temperatura ambiente es de 2.5 a 3.5 minutos.

5. **Adhesión.** Puede producirse la unión a la superficies limpias del esmalte y de la dentina por medio de un acomplejamiento de Calcio. En la práctica, la adhesión a la dentina puede verse limitada debido a los restos y la contaminación. El material también se pega al acero inoxidable limpio, la amalgama, el cromo cobalto y otras aleaciones. La resistencia de la unión se relaciona con la resistencia del cemento.

Manipulación.

1. Estos cementos se mezclan mejor en una loseta fría si es que se requiere un tiempo de trabajo prolongado.

2. El material debe ser cuidadosamente proporcionado y los componentes recién dispensados deben mezclarse con rapidéz en 30 a 40 seg.

3. La mezcla debe usarse mientras está aún brillante, antes de comience a formar filamentos como los de tela de arafia al manipularla.

4. La mezcla correcta para cementados es más viscosa que la del cemento de fosfato de zinc, pero debido a su distinta reología fluye adecuadamente bajo presión.

5. El interior de la restauración y la superficie del diente deben estar limpios y libres de saliva.

6. El polvo y el líquido deben guardarse en un lugar fresco y mantenerse tapados. La pérdida de humedad del líquido llevará a su espesamiento.

Efectos Biológicos. Estos materiales tienen un efecto suavizante sobre la pulpa comparables a los de óxido de zinc-eugenol. Esto se relaciona probablemente con: a) una rápida elevación del pH del cemento hacia la neutralidad; b) la localización del ácido poliacrílico debido a su tamaño molecular; c) un mínimo movimiento del líquido en el interior de los conductillos dentinarios en respuesta al cemento. La formación de dentina de reparación en las pulpas expuestas es variable.

1.- Ventajas. La resistencia, la solubilidad y espesor de película se compara con la de los cementos de Fosfato de Zinc; se mezcla con facilidad y hay poca reacción pulpar; tiene adhesión al esmalte.

2.- Desventajas. Se requiere una proporción precisa para obtener propiedades óptimas; la resistencia a la compresión es moderada; son necesarias superficies limpias para una adhesión adecuada; el tiempo de trabajo es breve.

Los siguientes estudios realizados por investigadores capacitados para estudiar los efectos y propiedades del Ionómero de Vidrio han demostrado que los resultados son favorables para el Ionómero de Vidrio que cualquiera de los otros 5 materiales hechos a base de vidrios.

Además mostraron los efectos de las bacterias orales más comunes que pueden de alguna manera afectar la integridad de éstos materiales, principalmente los que se usan como medio cementantes, ya que pueden llegar a desintegrarlos.

Se hicieron estudios con 6 materiales de Ionómeros de Vidrio, y los resultados fueron favorables.

d) Cemento de Ionómero de Vidrio

Propiedades adhesivas de los cementos modificados de Ionómero de Vidrio.

La incorporación de polímeros solubles en agua y/o Ionómeros de Vidrio en cementos de Ionómero de Vidrio pueden producir compuestos de cementos híbridos. Este estudio comparó un cemento de Ionómero de Vidrio endurecido con agua comercial y 7 híbridos experimentales los cementos fueron arenosos y grabados con ácido fosfórico los 7 híbridos incluyeron: 15.2% 2 Hidroxetil metacrilato (HEMA) con iniciadores/activadores apropiados, 29% HEMA, 27% HEMA + 0.5% ácido poliacrílico (PAA), 1.5% PAA, 2.5 alcohol polivinílico, y 2.5 gelatina.

Ligaduras aceptables fuertes a compuestos aplicados y a dentina fueron observados en muchos de los cementos híbridos modificados. Hubo las más altas ligaduras con compuestos cuando los híbridos fueron desgrabados.

Los cementos de resina modificados pueden dar mejores resultados de ligaduras por interacción mejorada y compatibilidad con el componente de resina de el compuesto.

Algunas propiedades físicas y clínicas asociados con los cementos de Ionómero de Vidrio incrementan su popularidad. Con muy poco pre-tratamiento, estos cementos tienen la habilidad de ligar cuando son aplicados a dentina y muestran alguna adhesión cuando son aplicados a amalgama y metales. Otras ventajas incluyen biocompatibilidad y un coeficiente de expansión térmico similar a la estructura dental.

La carga oclusal causa fracturas cohesivas en los inómeros de vidrio significativamente más a menudo que los compuestos. Fallas catastróficas bajo presión y pobre resistencia al uso fueron demostrados en otros estudios.

Otra aproximación para el mejoramiento de propiedades físicas envuelve la modificación de la matriz y/o interfase. Por ejemplo, incrementando el peso molecular del ácido poliacrílico de 13,900 a 50,000 resulta en cementos con alto promedio de resistencia y flexibilidad. Además, la solubilidad del ácido poliacrílico en agua, decae significativamente cuando la viscosidad de la solución se incrementa rápidamente con un incremento en el peso molecular de poliácido.

Un intento fue hecho para probar las propiedades por incorporación de un BIS-GMA (la reacción de bisfenol A y glicidil metacrilato) y TEGMA (Trietileneglicol dimetacrilato) resina dental en un cemento de Ionómero de vidrio.

El propósito del presente estudio fue probar la adhesión de un compuesto aplicado a algunos polímeros y/o Ionómeros modificados de fórmulas de Ionómero de Vidrio. La adhesión de estos cementos-modificados y no modificados cuando fueron aplicados a la dentina también estudiado. La hipótesis prueba que la adhesión a la dentina y a un compuesto aplicado subsecuentemente puede ser significativamente mejorada por la adición de Ionómeros solubles en agua y/o polímeros a fórmulas de de vidrio.

Materiales y Métodos

Preparación de la dentina. El método fue probado en dientes molares humanos recién extraídos y sin caries. Fueron usados para la prueba de adhesión a la dentina, y fueron refrigerados en una solución de 0.2% de AZIDE de sodio. Cada diente fue tratado en el miembro más bajo de un ensamble con resina de impresión acrílica. Las superficies a ligar fueron expuestas a una sierra con filo de diamante, y entonces desgastados con papel óxido de 320 de polvo de aluminio, de modo que la superficie a unir fuera perpendicular al vector de carga que debía ser ejecutado. Los especímenes fueron almacenados en agua destilada a 37°C para ser probados.

Técnica de unión-Grupo de dentina. La técnica de unión de los cementos modificados y no modificados de Ionómero de Vidrio fue para componentes en polvo y líquidos para ser incorporados dentro de 30 seg, y después de la colocación, cualquier cemento expuesto fue cubierto inmediatamente con un barniz de resina ligadora para protección contra la hidratación ó deshidratación durante la colocación y almacenamiento. Cualquier espécimen que presentara aproximación al cuerno pulpar fue descartado y reemplazado. La superficie fue secada con aire comprimido libre de aceite; el cemento fue mezclado con un instrumento plástico y aplicado al miembro superior del ensamble a unir. Los miembros superior e inferior fueron unidos y se les aplicaron 2.6 Kg de peso durante 2 minutos.

INHIBICION DE LA ADHERENCIA MICROBIAL Y CRECIMIENTO POR VARIOS IONOMEROS DE VIDRIO IN VITRO.

Este estudio, midió la inhibición in vitro del crecimiento y adherencia de 5 bacterias orales por Ionómeros de Vidrio. Los discos fueron preparados con 2 cavidades lineales y 4 clases de materiales restauradores, con uso de platos de teflón con cavidades circulares, 5 ml de ancho y 2 ml de profundidad.

Las bacterias: *A. Viscosus*, *S. mítis*, *S. mutans*, *L casei*, y *S. sanguis*.

El estudio de la inhibición del crecimiento fue diseñado por la aplicación de 0.1 ml de inoculación estándar sobre los platos, seguido de la aplicación directa del Ionómero de Vidrio. En otros platos, los discos fueron colocados en recipientes sin inocular por 48 horas, seguido de la inoculación bacteriana. Todos los recipientes fueron mantenidos en condiciones óptimas según las especies de bacterias los 4 materiales de restauración fueron colocados asépticamente, inoculados por 3 días con *Estafilococos Mutans* fueron monitoreados durante 7 días.

Las 2 cavidades bucales y 2 de los materiales de restauración produjeron las mas grandes zonas de inhibición de crecimiento por contacto directo. Los materiales redujeron la acumulación bacteriana sobre superficies con barniz cerca del 80%

La caries dental humana recurrente ha sido asociada con el deterioro de los materiales de restauración. La fractura en las áreas marginales entre las preparaciones y los materiales de restauración proveen potencias de focos de reinfección. Los microorganismos presentes en la flora humana pueden fácilmente penetrar bajo la dentina. Reduciendo las fracturas en esas áreas marginales, se pueden reducir las oportunidades a la caries recurrente.

El propósito de éste estudio fue observar in vitro, los efectos de varios materiales restauradores de Ionómero de Vidrio y cementos sobre el crecimiento de la placa bacteriana oral de la que se cree responsable de la caries recurrente en humanos.

RESULTADOS La mezcla milagrosa exhibió la más alta probabilidad antibacterial produciendo la más grande zona inhibitoria para 4 de las bacterias después de 48 a 72 horas. De los 6 Ionómeros de Vidrio, 3 de ellos exhibieron probabilidad inhibitoria similares para todas, menos S. Sanguis. L. Casei, fué la bacteria más resistente y A.Viscosus fué la bacteria a la que se inhibe más fácilmente por los 6 materiales.

FALTA PAGINA

No.

38

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

RESISTENCIA A LA ABRASION EN VITRO Y LA DUREZA DE LOS CEMENTOS DE IONOMERO DE VIDRIO.

La capacidad de resistir esfuerzos mecánicos es un importante requerimiento de un material diseñado para el uso como relleno dental. Recientemente, los cementos de Ionómero de Vidrio, generalmente aceptados como material de relleno para cavidades clase III y V, también han sido recomendados como una alternativa para rellenos oclusales posteriores en áreas de baja presión y para restauración de caries recientes.

El cemento cermet que es un Ionómero de Vidrio con iones de plata fué descubierto con el fin de eliminar algunas propiedades indeseables: la baja resistencia al uso de los Ionómeros de Vidrio.

El propósito del estudio fué comparar la resistencia a la abrasión y a la dureza de la superficie de 4 cementos de Ionómero de Vidrio. Los efectos de hidratación y deshidratación también fueron estudiados. Un material compuesto, barniz y dentina fueron usados como controles.

e) **Resinas.** Las aplicaciones de las resinas en odontología son como selladores de puntos y fisuras , cementos a base de resina, acondicionadores de tejidos y material para rebasado.

Existen diversos tipos de resinas dependiendo de la elección de los monómeros pueden hacerse polimeros que sean gomosos (materiales para impresión), vítreos (resinas acrílicas), o adhesivos (policarboxilatos, selladores).

Una resina que sirve como agente cementante para resturaciones es la resina acrílica la cual hay que reconocer que el perfeccionamiento de la composición y las técnicas a eliminado algunos de los problemas que existían al usar los primeros materiales acrílicos para obturación. El uso de la resina acrílica para obturaciones dentarias fue tema de muchas controversias. Ciertas propiedades, tales como sus cualidades estéticas y la insolubilidad, la hacían superior al cemento de silicato, del cual ya hablamos anteriormente. Al avanzarse en la ciencia de los polímeros, se penso en un sistema de resina perfeccionado para ser utilizado como material de restauración, preferentemente en uno que se uniera a la estructura dentaria. Aunque este último objetivo no fue alcanzado, se ideo una nueva resina (el sistema **BIS-GMA**) reforzada por medio de rellenos inorgánicos. Las propiedades de esta resina compuesta son, por lo general, superiores a la de las resinas acrílicas corrientes. De este modo en la profesión odontológica se usan actualmente dos tipos de resina de obturación directa.

Polímero. El componente principal del polvo de plímero es el poli(metacrilato de metilo) en forma de perlas o limaduras, el polvo contiene también un iniciador, peróxido de benzóilo. Cuando el sistema es depurado también se incorpora el polvo del activador o catalizador.

EFFECTOS DEL DISEÑO DE LA SUPERFICIE DE LOS DOWELS CEMENTADOS CON RESINA.

Este estudio comparó la capacidad de retención de los Dowels endodónticos cementados por una resina. Cuando la superficie de los Dowels fueron variados, los Dowels de material estandarizados fueron cementados por una resina dual GMA.

Cuatro configuraciones de superficie de Dowels fueron probadas: cortados transversalmente, sagitalmente, tipo de hebra y espirales longitudinales, los resultados indicaron que el diseño de la superficie de los Dowels puede influir significativamente en la retención de un Dowel cementado con resina.

Los Dowels con cortes transversales o sagitales fueron retenidos mejor que los Dowels en forma de espirales, longitudinales o de tipo de hebra.

RESULTADOS.

Muchos de los especímenes fallaron por fractura cohesiva dentro del conducto, con cemento retenido en los Dowels y en la pared del canal, la única excepción fue el Dowel compositivo el cual fue desalojado con mucho del cemento del canal endodóntico esto indico falla adhesiva en la interfase Dowel-cemento.

Este estudio demostró que los Dowel con cortes sagitales son más retentivos que los Dowel de espirales, longitudinales o del tipo de hebra.

Los futuros descubrimientos de Dowel cementados con resina deben incluir los diseños de la superficie como factor importante de retención.

BIBLIOGRAFIA

SKINNER, EUGENE WILLIAMS, 1986.
La ciencia de los materiales dentales
2a. edición.
Editorial Interamericana
México, D.F.

O'BRIEN, WILLIAM. J.
Materiales Dentales
2a. Edición.
Editorial Nueva Interamericana
1985.