



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Odontología

**TESIS DONADA POR
D. G. B. - UNAM**

**COMPORTAMIENTO CLINICO DE ALGUNOS MATERIALES
DE OBTURACION A VARIAS TEMPERATURAS.**

T E S I S

Que para obtener el título de:

CIRUJANO DENTISTA

P r e s e n t a :

Crisanta Judith Sánchez Martínez

México, D. F.

1961





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas

Tesis Digitales

Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

I N D I C E.

INTRODUCCION.....	1.
REVISION BIBLIOGRAFICA.....	2.
a) GENERALIDADES.....	
b) RESINAS COMPUESTAS (CON RELLENO NORMAL).....	10.
c) RESINAS CON MICRON LLENO.....	19.
d) CEMENTO DE POLICARBONATO.....	17.
e) CEMENTO IONOMERO DE VIDRIO.....	21.
MATERIALES Y METODOS.....	26.
EXPERIMENTOS.....	30.
SUMARIO.....	42.
CONCLUSIONES.....	47.
BIBLIOGRAFIA.....	49.

INTRODUCCION.

Considerando el gran desarrollo que han tenido los materiales de obturación actuales, el ser mejoradas ciertas propiedades como la estética, la resistencia a las tensiones producidas durante la masticación, así como también la resistencia a las variadas condiciones físico-químicas presentes en la cavidad oral, se pretende hacer un estudio para observar el comportamiento de ciertos productos obturantes ante diferentes temperaturas que podrían estar presentes en la boca y ejercer algún efecto sobre el material utilizado.

Para contar con el apoyo teórico adecuado se hará una revisión bibliográfica, dando la información más reciente posible, sobre las características, composición y manejo de los materiales que se pretenden estudiar.

Para esta prueba se emplearán 4 diferentes productos: Resina compuesta (adaptic), resina con microrelleno (profile), cemento de policarboxilato (durelón) y cemento ionómero de vidrio (aspa).

Se contará con 12 piezas dentarias anteriores (3 para cada material), recién extraídas, permanentes y que no presenten gran deterioro en su anatomía. Se harán preparaciones clase III en las caras mesial y distal de cada diente. Se obturarán con el material correspondiente y se someterán a 3 diferentes temperaturas (20° C, 45° C y 85° C); se les colocará un colorante (eritrocina diluida en l o.c. de agua) para posteriormente ser observados y hacer las anotaciones correspondientes respecto a los cambios de volumen que pudieran sufrir ante las variables energéticas manifestadas por la filtración del colorante.

REVISION BIBLIOGRAFICA.

1. GENERALIDADES.

A. CLASIFICACION DE LAS RESINAS.

Una de las clasificaciones se basa sobre el comportamiento térmico de la resina. Por lo general, las resinas sintéticas son moldeables bajo presión y calor para ser transformadas en artículos útiles. La resina se clasifica, como termoplástica si el moldeado se produce no por modificaciones químicas sino por ablandamiento mediante calor y presión, y ulterior enfriamiento. Las resinas termoplásticas son fusibles y suelen ser solubles en solventes orgánicos. Por otra parte, durante el proceso de moldeado se produce una reacción química de manera tal que el producto final que se obtiene es diferente de la substancia original, desde el punto de vista químico, la resina es clasificada como termocurable. Las resinas termocurables no se funden ni solubilizan.

Una manera más exacta de clasificar una resina es en función de sus unidades estructurales.

B. RESINAS DENTALES.

De una u otra forma, los odontólogos usan muchas clases de plásticos sintéticos. Los materiales elastómeros son ejemplos de resinas sintéticas. Otras son las resinas empleadas para la restauración de dientes ausentes o estructuras dentarias perdidas. La base de dentaduras se confeccionan habitualmente en resina. Las propiedades ópticas de color de las re -

asinas empleadas son tan buenas que no es raro que la restauración pase desapercibida.

Las resinas sintéticas usadas con mayor frecuencia en odontología son las de poli(metacrilato de metilo) y la de dimetacrilato aromático (Bis GMA). Sin embargo hay otros tipos de resinas acrílicas.

C. REQUISITOS DE LA RESINA DENTAL.

Los requisitos ideales para una resina dental son los siguientes:

1. No debe experimentar cambios de color o aspecto después de su procesamiento ni dentro ni fuera de la boca.
2. El material debe tener suficiente translucidez o transparencia para reproducir estéticamente los tejidos que ha de reemplazar. Debe ser capaz de ser pigmentada con esa finalidad.
3. No debe dilatarse, contraerse ni curvarse durante el procesamiento ni mientras la usa el paciente. Debe tener estabilidad dimensional.
4. Debe poseer resistencia, resiliencia y resistencia a la abrasión, adecuada para soportar las fuerzas de masticación.
5. Debe ser impermeable a los líquidos bucales para que no se convierta en insalubre o de olor o sabor desagradable. Si se utiliza como material de obturación o cemento debe unirse químicamente al diente.
6. Debe ser completamente insoluble en los líquidos bucales o en cualquier sustancia que ingrese a la boca y no debe presentar manifestación de corrosión. No debe absorber tales líquidos.
7. Debe ser inapida, no tóxica ni irritante para los tejidos bucales.

8. Su gravedad específica debe ser baja.

9. Su temperatura de ablandamiento será superior a la de cualquiera de los alimentos o líquidos calientes introducidos en la boca.

10. En caso de rotura inevitable, debe ser posible reparar la resina fácil y eficazmente.

11. La transformación de la resina en aparato protético - debe efectuarse fácilmente con un equipo simple.

No se ha hallado la resina que cumpla con todos los requisitos enumerados. Las condiciones de la boca son muy desventajosas para la vida de cualquier sustancia, solo los materiales más estables e inertes desde el punto de vista químico soportan estas condiciones sin deteriorarse.

D. POLIMERIZATION.

Brevemente, la composición de una sustancia polímera se describe en términos de unidades estructurales como se deduce de la etimología de la palabra polímero (muchas partes). La polimerización se produce por una serie de reacciones químicas por las cuales se forma una macromolécula, o polímero, a partir de una gran cantidad de moléculas simples conocidas como monómero (una molécula). En otras palabras, una gran cantidad de moléculas de bajo peso molecular de una o más especies, reaccionan y forman una sola molécula grande de alto peso molecular.

Las características más salientes de los polímeros son:

1. Que se componen de moléculas muy grandes.
2. Invariablemente el peso molecular de las macromoléculas varía de un margen amplio.
3. Su estructura molecular es capaz de adoptar formas y figuras virtualmente ilimitadas.

El polímero consta de una unidad estructural simple que se repite y esencialmente está en relación con la estructura monomérica. Las unidades estructurales están conectadas entre sí por uniones covalentes. En algunos casos el peso molecular de la molécula del polímero puede llegar a 50,000,000. Se considera como macromolécula a todo compuesto químico cuyo peso molecular exceda a 5,000. La polimerización pues, es una reacción intermolecular repetida capaz de continuar indefinidamente.

La macromolécula puede ser un polímero inorgánico, tal como el grafito y la arcilla. Sin embargo, los polímeros usados actualmente en la odontología son en su mayoría polímeros orgánicos.

Las moléculas de un polímero consisten invariablemente de especies moleculares cuyo grado de polimerización varía dentro de un amplio margen. El promedio del grado de polimerización se halla dividiendo el número total de unidades estructurales por el número total de moléculas. Otra manera de expresar el grado de polimerización es, el número promedio del peso molecular, que representa el peso de la muestra dividido por la cantidad de moles que contiene. El número promedio del peso molecular de los diversos polvos de polímeros dentales, que se expenden en el comercio varían de 3500 a 3600, mientras que los mismos productos tienen una vez curados, pesos moleculares promedio entre 8000 y 39000.

La polimerización no concluye nunca y el porcentaje de monómero residual tiene efecto pronunciado sobre el peso molecular. Cuando por ejemplo, queda un 0.9 por 100 de monómero residual en una muestra de resina de polímero cuyo número promedio del peso molecular original es 22,400, el peso molecular de la resina acrílica resultante es de unos 7,300.

6. POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.

Todas las resinas de uso difundido en odontología en la actualidad son producto de la polimerización por adición. En realidad, este tipo de polimerización es tan común que muchas veces la palabra "polimerización" usada sola implícitamente significa polimerización por adición.

En la polimerización por adición, las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas o monómeros, sin cambio de composición, pues, el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas. Es decir, la estructura del monómero está representada en el polímero. Este proceso no da productos laterales.

En la polimerización por adición se forman moléculas gigantes de tamaño ilimitado. Comenzando de un centro activo, incorpora un monómero por vez y arma una cadena que en teoría puede seguir creciendo indefinidamente, hasta que lo permita el aporte de unidades constitutivas. El proceso es simple, pero no es fácil de regular.

Uno de los requisitos de un compuesto polimerizable es la presencia de un grupo no saturado.

7. PROPIEDADES FÍSICAS.

Las propiedades físicas del polímero sufren la influencia de casi todos los cambios de temperatura, medio ambiente, composición, o peso y estructura molecular. Por lo general, cuando más elevada es la temperatura, más se ablanda y debilita el polímero. Cuando una resina termoplástica se torna lo suficientemente blanda como para ser moldeada se dice que ha alcanzado la temperatura de ablandamiento o moldeado. Cuando menor sea el peso molecular, más baja será la temperatura de ablandamiento.

A medida que se van formando las moléculas, aumentan las uniones secundarias o fuerzas intermoleculares que las mantienen juntas. El resultado es que las propiedades vinculadas con estas fuerzas, tales como la temperatura de ablandamiento y la resistencia a la tensión tienden a aumentar también. Los polímeros no presentan resistencia mecánica apreciable hasta que no alcanza un promedio mínimo del grado de polimerización. Aunque hay variaciones según el tipo, las resinas adquieren resistencia mecánica solo cuando su grado de polimerización es relativamente alto, dentro de un margen aproximado de 150 a 200 unidades repetidas. La resistencia de las resinas aumenta con bastante rapidez paralelamente al aumento de la polimerización hasta que alcanza un cierto peso molecular característico para un determinado polímero. Por sobre este peso molecular, no se producen grandes cambios en la resistencia a medida que la polimerización sigue. El número promedio del peso molecular indica la resistencia de la resina. El valor de este número desciende notablemente en presencia de relativamente pocas moléculas con bajo grado de polimerización, que debilitan considerablemente la resina.

La distribución del peso molecular del polímero desempeña un papel importante en la determinación de las propiedades físicas del polímero. Por lo general, la distribución estrecha del peso molecular de los polímeros mas útiles.

Las cadenas laterales complejas de la molécula de monómero, producen una resina mas débil, con temperatura de ablandamiento más baja en comparación con las propiedades similares de un polímero cuya estructura de cadena es rectilínea. Si las cadenas son de uniones cruzadas, sin embargo, la resistencia aumenta y por lo general la resina no se funde.

6. CONTRACCION DE LA POLIMERIZACION.

Durante la polimerización de monómeros insaturados, las dobles ligaduras desaparecen formando una estructura compacta mayor, la magnitud de la contracción depende de la densidad de las dobles ligaduras en el material, del porcentaje de estas ligaduras reaccionadas, del promedio del peso molecular del material polímero obtenido, de la densidad de las ligaduras transversales y de las características estructurales del monómero o monómeros polimerizantes.

El valor relativo de esta contracción varía según el número de procesos de polimerización en distintos materiales. La introducción de rellenos dentro de los sistemas causan una reducción del 20 al 25 % de la contracción debido al aumento de éstos en volumen y la cantidad de resina.

7. IMPORTANCIA CLINICA DE LA CONTRACCION.

1. Puede afectar la retención de la restauración de la cavidad.

2. Puede destruir la formación de ligaduras entre los dientes y el material.

3. Pueden abrirse espacios entre el diente y el material, con infiltración microscópica y reincidencia de caries.

4. Al penetrar los fluidos bucales por los espacios, aceleran el deterioro químico por exposición dentinaria y provocan inflamación crónica de la pulpa, en este caso la diferencia de los valores de conductividad térmica del diente y el material pueden abrir el espacio en el medio ambiente oral. Esta conductividad térmica sumada al coeficiente de expansión térmica, pueden contribuir a adicionar fuerzas, que rompan la adaptación marginal.

Una parte substancial de la contracción ocurre en las

fases primarias de polimerización antes de la gelificación y puede ser eliminada por el operador ejerciendo presión.

2. RESINAS COMPUESTAS.

Un material de restauración compuesto, es aquel al que se le ha agregado un relleno inorgánico a la matriz de resina de tal manera que las propiedades de ésta se acentúan.

A. COMPONENTES.

1. Monómero. El monómero es un dimetacrilato aromático (Bis GMA) que se obtiene mediante la reacción entre el bisfenol A y el metacrilato glicídico, y/o diacrilato de uretano, que son difuncionales y de esta manera se producen cadenas cruzadas dando una matriz de polímero insoluble.

2. Relleno. El relleno, por ejemplo el cuarzo, borosilicato y vidrios de bario, cada uno de ellos se forma de un polvo con tamaño de partículas entre 5 y 100 μ m, o filamentos de vidrio "A". Estos rellenos reducen la expansión térmica, la contracción de polimerización y la absorción acuosa y aumenta la dureza superficial.

3. Tratamiento superficial. El relleno puede ser tratado con vinilsilano que actúa como eslabón entre el relleno inorgánico y la matriz de polímero orgánico. Mejora la resistencia traccional y compresiva y la resistencia a la abrasión.

4. Diluyente. Se agrega un monómero no viscoso (metacrilato de metilo o un dimetacrilato alifático) capás de polimerizar por adición para reducir la viscosidad del dimetacrilato aromático, permitiendo una mejor incorporación del relleno.

5. Catalizador. Para iniciar la polimerización, un peróxido orgánico (peróxido de benzoilo) produce radicales. Como alternativa de los sistemas curados ultravioleta, se emplea un activador (benzofenona o un éter aromático); con los sistemas que emplean luz visible, se usan activadores de dicetona

(fotofil).

6. Acelerador. Es una amina aromática terciaria o un compuesto similar que reduce químicamente la vida media del peróxido orgánico a temperatura bucal.

7. Inhibidores. Estos funcionan de 2 maneras:

a) Agregándose a los radicales libres formados del iniciador incluido o de la acción atmosférica de los monómeros.

b) Agregándose a la cadena reciente dando radicales fijos continuando el crecimiento de la cadena.

Como inhibidor se usa una combinación de hidroquinona con otro inhibidor seleccionado para mejorar el color. La concentración debe ser suficiente para proveer la adecuada estabilidad en la vida proyectada de la resina, sin que intervenga en la iniciación.

8. Sílice coloidal. Se agrega como ácido pirolítico, como refuerzo y elimina la necesidad de las partículas de relleno - condúncas más grandes.

B. PROPIEDADES.

Las propiedades de las resinas compuestas varían en cierto grado de un producto a otro. Estas variaciones se deben fundamentalmente a las diferencias en el tipo y la concentración de rellenos empleados.

1. Resistencia. La resistencia a la compresión es de 1,900 Kg/cm² (27,000 libras por pulgada). La resistencia a la tracción es de 450 Kg/cm².

2. Módulo de elasticidad. El módulo de elasticidad es de - 0.14 Kg/cm² x 10⁶, es menos susceptible a la deformación elástica al ser sometido a las fuerzas masticatorias.

El peso molecular del dimetacrilato aromático cuanto más alto es más baja la contracción de polimerización, la toxicidad, la volatilidad y la absorción acuosa.

los grupos oxhidrilo del grupo aromático son responsables de su viscosidad. El monómero puede fluidificarse con metacrilato de metilo o dimetacrilato alifático.

Los monómeros sin grupos oxhidrilos son considerablemente menos viscosos pero tienden a cristalizar a bajas temperaturas.

El dimetacrilato de uretano es un monómero que se ha empleado recientemente en resinas compuestas dentales. Es un dimetacrilato alifático empleado en conjunción con un dimetacrilato aromático para dar una resina más fluida comparable en resistencia a aquellas que se basan en dimetacrilatos aromáticos únicamente.

Al ser ensayada la prueba de luz ultravioleta, la estabilidad del color de las resinas compuestas es satisfactoria. No obstante suele observarse cierto cambio de color en las obturaciones clínicas con el paso del tiempo. La modificación del color no parece deberse a un viraje de color de todo el material, sino a pigmentaciones superficiales originadas en la capa de la superficie que dejan los procedimientos de terminación.

La susceptibilidad a la abrasión es inherente al sistema compuesto: un relleno abrasivo y duro en una matriz blanda y plástica. La abrasión impide el uso de las resinas compuestas en las restauraciones de clase II y de una longevidad limitada a la de los bordes incisales.

El coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas es de $30 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$, en comparación con el coeficiente de

expansión térmica del diente que es de $11.4 \times 10^{-6} \times ^\circ\text{C}$.

D. MATERIALS PARA OBTURACION DE RESINAS COMPUESTAS.

Los sistemas disponibles son:

1. Dos pastas, una contiene catalizador y la otra el activador. Estas son fáciles de mezclar.
2. Sistema de pasta y líquido. Son más fáciles de mezclar.
3. Polvo y líquido. El líquido contiene el monómero y -- un activador, el polvo contiene el catalizador y el relleno.
4. Encapsulado. La cápsula contiene un líquido con los monómeros y el activador, y un polvo formado por el relleno y el peróxido de benzoilo.
5. Curado en luz. Hay sistemas sensibilizados a la luz ultravioleta y a la luz visible (azul) que se presenta en forma de una pasta única.

E. MANIPULACION.

1. Inserción. La inserción de las resinas compuestas requiere ciertas precauciones:
 - a) Aislación. El aire y la humedad inhiben la polimerización por adición de metacrilatos. La cavidad debe mantenerse seca: una matriz aísla la resina que está curando del aire y de la respiración del paciente. Siempre que sea posible debe usarse goma de diques.
 - b) Contracción. A pesar del más alto peso molecular del monómero de las resinas compuestas, se contraen al polimerizar. Debe aplicarse presión a la resina que se está curando para reducir la contracción desde las paredes.
 - c) Pulido. Dado que la superficie de la resina combinada consta de materiales blandos y duros / la vez, es difícil de pulir. La mejor superficie es la que deja la matriz sin reto-

car. Debe evitarse un exceso alrededor de la cavidad. Los conformadores y matrices evitan la necesidad de retocar la resina curada. El mejor acabado lo da una resina compuesta cuyo relleno es un polvo fino. Si es necesario algún acabado, la superficie más lisa la proveen los discos de carburo de silicio.

d) Protección de la cavidad. Los materiales a base de resinas compuestas son potencialmente irritantes a la pulpa dental. Se recomienda hacer protección a las cavidades profundas (hidróxido de calcio), y sellar a las pocas profundas con un barniz cavitario.

2. Resinas compuestas con grabado ácido.

Puede lograrse una buena unión mecánica de una material a base de resinas compuestas al esmalte si éste se graba primero con una solución al 50% de ácido fosfórico durante 30 segundos. El esmalte grabado es más retentivo y se evitan prolongaciones de resina al interior de su superficie. Debe tenerse cuidado de grabar y secar la cavidad antes de colocar la resina compuesta. Esta técnica es particularmente útil en la restauración de cavidades por erosión y de bordes incisales.

V. APLICACIONES.

La aplicación en odontología de las resinas compuestas es para restauraciones clase III, V, incisivos fracturados, dientes pigmentados, y en clase I y IV cuando la estética es primordial.

3. RESINAS DE MICROFILLITO.

A. COMPOSICION.

Es un restaurador que contiene relleno de vidrio de retencio, combinado con una resina mejorada y un sistema de adhesión.

B. PROPIEDADES.

Tiene una gran resistencia al desgaste, con alta integridad marginal.

C. APLICACIONES Y MANIPULACION.

a) Restauración de dientes posteriores (Clase II).

1. Se preparan las piezas y se coloca la matriz con enca para evitar salientes y lograr buenos puntos de contacto. Se aplica hidróxido de calcio para proteger la pulpa.

2. Se inicia el procedimiento de grabado ácido, prestando especial atención a las áreas de retención.

3. El esmalte grabado tendrá apariencia blanca ópaca de gis o tiza.

4. Se pincela el líquido adhesivo.

5. Con una jeringa se coloca en seguida el compuesto.

6. Se procede a dar el terminado a las restauraciones.

b) Restauración de dientes anteriores (Clase IV).

1. Se selecciona el color que sea igual a las piezas fraturadas.

2. Se graba el esmalte con ácido.

3. Se coloca el adhesivo líquido.

4. Previamente se tendrá una corona que se adaptará al diente.

5. Se coloca el restaurador dentro de la corona de celuloides, se lleva ésta al diente y se presiona hasta que polimerice el material.

6. Se procede a quitar la corona de celuloides, y se da el terminado final a la resina.

c) Restauración de dientes anteriores (Clase III) y en algunos casos donde la estética es primordial en clase I.

D. VENTAJAS.

Tienen manipulación simple, y resistencia al desgaste.

E. DESVENTAJAS.

Presentan contracción a la polimerización, cambios de color con el tiempo, percolación y son irritantes a la pulpa dental.

4. CEMENTOS DE POLICARBOXILATO (CARBOXILATO).

A. COMPOSICION.

1. Polvo. Está formado por óxido de zinc que tiene en algunos casos entre 1 y 5 % de óxido de magnesio; en algunas marcas puede haber de un 10 a 40 % de óxido de aluminio u otro relleno de refuerzo. También puede contener pequeñas cantidades de hidróxido de calcio, fluoruro de estaño para mejorar las propiedades mecánicas y proveer un fluoruro soluble.

2. Líquido. Es una solución acuosa aproximadamente al 40% de ácido poliacrílico y copolímeros orgánicos tales como el ácido itacónico.

B. REACCION DEL TRATADO.

Cuando el polvo y el líquido se combinan se cree que el mecanismo productor de cemento, es una reacción de iones de zinc con el ácido poliacrílico por mediación de los grupos carboxilo. El zinc, también puede reaccionar con los grupos carboxilo de las cadenas adyacentes de ácido poliacrílico y formar una estructura de cadena cruzada. Así, el cemento endurecido se compone de partículas de óxido de zinc dispersas en una matriz de policarboxilato sin estructura.

C. PROPIEDADES.

La resistencia a la compresión de los cementos policarboxilatos se halla dentro de los valores de los cementos de óxido de zinc-eugenol reforzado, pero es inferior al del cemento de fosfato de zinc. Sin embargo, la resistencia de los ce-

mentos de polycarboxilato es menos sensible a las pequeñas - fluctuaciones de la relación polvo- líquido que el cemento fosfato de zinc. Las muestras preparadas con relaciones polvo- líquido de 1/1 y 1.5/ 1 tienen resistencia de 478 Kg/cm² y 499 Kg/cm² respectivamente . Variaciones similares en la - relación polvo- líquido de un cemento de fosfato de zinc pro - dujeron una diferencia de 352 Kg/cm² en la resistencia a la compresión de los cementos resultantes.

La resistencia a la tracción de los cementos de polycarboxilato es de 56 Kg/cm² diametral y 21 Kg/cm² unilateral.

La solubilidad en agua de las muestras del cemento de polycarboxilato durante un período de 5 días, renovando el me - dio cada día era de 0.8 mg/cm² de superficie en agua y de 6.5 mg/cm² en una solución diluida de ácido acético.

El espesor de la película de estos cementos ~~también~~ - se halla dentro de los límites establecidos como aceptables - para una substancia cementante (20-40 μ m).

Hay apreciables pruebas de que este tipo de cemento se une por adhesividad a la estructura dentaria. Se ha registrado un amplio margen de resistencias de unión al esmalte y la dentina. La adhesión del cemento a la estructura dentaria se pro - duce por un mecanismo de quelación del calcio en la apatita - del esmalte y la dentina por los grupos carboxilo del ácido. También se ha sug-rido que puede haber cierta unión con las - proteínas del diente.

El cemento polycarboxilato se contrae mucho más cuando se halla en contacto con el aire que con el agua. Si el cemento está en contacto con el agua, su contracción es despreciable en relación con la cementación. Si, por ejemplo, la -

película que se halla bajo la incrustación tiene 0.1 mm de espesor, si se contrae linealmente 0.08×100 , la contracción real de la película es de 0.00008 mm o 0.08 micrón. Esta minúscula modificación no tiene importancia práctica.

D. MANIPULACION.

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

2. El material debe ser cuidadosamente proporcionado y los componentes recién dispensados deben ser mezclados con rapidez entre 30 y 40 segundos. La relación polvo- líquido necesaria para obtener una consistencia adecuada para comenzar varía según las marcas, pero, en lo general es del orden de 1.5 partes de polvo por una parte de líquido por peso.

No se deberá dispensar el líquido antes del momento de hacer la mezcla. La exposición del líquido del cemento a la atmósfera, aún si es corta (60 segundos) genera una evaporación de agua suficiente para causar un aumento significativo de la viscosidad.

3. La mezcla es espesa en comparación con la mezcla similar de fosfato de zinc, el cemento de poliacrilato se escurre rápidamente y se convierte en una película delgada al ser sometida a presión. La mezcla debe usarse cuando está aún brillante, antes de que comience a hacer filamentos como los de tela de araña al manipularla.

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

5. El polvo y el líquido deben guardarse en un lugar fresco y mantenerse tapados.

E. CONSIDERACIONES BIOLOGICAS.

A pesar de la naturaleza ácida inicial de los cementos de poliacarboxilatos; producen una irritación mínima a la pulpa. Esto se relaciona probablemente con : 1) una rápida elevación del ph del cemento hacia la neutralidad, 2) la localización del ácido poliacrílico debido a su tamaño molecular , 3) un mínimo de movimiento del líquido en el interior de los conductillos dentinarios en respuesta al cemento.

F. APLICACIONES.

1. Cemento de restauraciones coladas y cerámicas, bandas ortodónticas.
2. Materiales de recubrimiento o bases cavitarias.
3. Material de obturación temporal.

G. ~~YEN~~TIJAS.

La resistencia a la solubilidad y espesor de la película se comparan con las del cemento de fosfato de zinc, se mezcla con facilidad, poca reacción pulpar y tiene adhesión al esmalte.

H. DESVENTAJAS.

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

4. CEMENTO DE FORTALECIMIENTO DE VIDRIO.

A. COMPOSICION.

1. Polvo. Contiene un vidrio de composición similar al del cemento de silicato, y consta de, sílice (SiO_2), alúmina (Al_2O_3), fluoruro de sodio (NaF)? fluoruro de calcio (CaF_2), criolita -- (Na_3AlF_6).

2. Líquido. Es una solución que tiene aproximadamente un 30% de copolímero de ácido poliacrílico e itacónico con estabilizadores.

B. REACCION DEL FRAGUADO.

Los cementos ionómero de vidrio están basados en la reacción de endurecimiento entre los vidrios ionócolables y soluciones acuosas de homo-copolímero del ácido poliacrílico.

Sobre la mezcla de los dos componentes los protones hidratados del líquido penetran a las capas superficiales de las partículas del polvo.

Los cationes principalmente ($\text{Al}^3 + \text{Ca}^{2+}$) son desplazados y el aluminio silicato restante es degradado a gel hidratado de silicio.

Los cationes tanto fluoruros simples como compuestos emigran dentro de la fase acuosa de la pasta del cemento donde se forman puentes de sales metálicas entre las grandes cadenas de iones policarboxilato cargadas, enlazandolas y provocando el peso de solución acuosa a gel y fijándose al cemento.

Los iones de calcio son más rápidamente ligados a las cadenas poliacrílicas que los iones de aluminio y son responsables directamente de la fijación inicial.

Más tarde se forman puentes de sales de aluminio y el cemento se endurece, el alto potencial iónico de los iones de aluminio trivalentes asegura un enlace más fuerte, el que es posible -- con iones divalentes únicamente.

La micro-estructura de los cementos ionómero de vidrio se asemeja a la de los materiales compuestos pero sin embargo tienen características propias. La partícula matriz polisial y las partículas llenadoras tienen la presencia de gotas de fase-separadora y que consisten en un núcleo inerte cristalino - reaccionando en hidrogel de silicio lleno de cationes. Así tiene una estructura graduada entre llenador y matriz, ya que ambas están involucradas en la reacción, es probable que las tensiones interfase entre las cadenas sean disipadas durante el curso de la reacción de la formación del cemento.

D. PROPIEDADES.

Los cementos ionómero de vidrio tienen características similares a las del cemento de silicato como, la resistencia, - pero los cementos ionómero de vidrio tienen mayor resistencia a los ataques de los ácidos, son también blandos como los cementos de policarboxilato pero con la ventaja de que son translúcidos.

La resistencia a la compresión del cemento ionómero de vidrio es de un promedio de 140 MN/m^2 para la consistencia de obturaciones. El valor de la resistencia diametral es bajo, unos 11 MN/m^2 . En la consistencia para cementar, los valores correspondientes son de alrededor de 120 MN/m^2 y 8 MN/m^2 respectivamente.

La solubilidad depende de la relación polvo-líquido y oscila entre 0.3 a 3 %, lo que es similar a los valores más altos del cemento de silicato.

La acción cariostática sobre los dientes es otra propiedad del cemento ionómero de vidrio.

Se ha sugerido que el fluor convierte la hidroxiapatita a fluorapatita menos soluble, por intercambio promueve la formación de cristales de apatita mejor ordenados, inhibe la glicólisis y así la correspondiente conversión de azúcares a ácidos. La matriz del cemento ionómero de vidrio gotas infundidas de fluoruro de calcio y la pasta endurecedora del cemento continuamente libera iones de fluor.

La adhesión del cemento ionómero de vidrio al diente es mayor a la que tiene el cemento de silicato. La adhesión del cemento al diente puede ser resultado de interacciones iónicas dipolares, porque el cemento ionómero de vidrio y el sustrato tienen una naturaleza dipolar.

Los cementos ionómero de vidrio se adhieren al esmalte, dentina, acero inoxidable, óxido delgado de platino y oro. No se adhieren a la porcelana, platino puro y oro puro.

Los cementos ionómero de vidrio se adhieren a la dentina a diferencia de las resinas compuestas.

El cemento ionómero de vidrio no requiere retención mecánica ya que la retención está dada por interacción molecular en el enlace.

Una vez que el cemento ha adquirido la suficiente rigidez se produce una contracción durante el endurecimiento.

El coeficiente de expansión del diente es aproximadamente 11.4×10^{-6} $^{\circ}\text{C}$, y el del cemento ionómero de vidrio es de 7.6×10^{-6} $^{\circ}\text{C}$. Los cambios térmicos intensos ejercen poco efecto en la diferencia de estabilidad dimensional entre el diente y la restauración.

8. MANIPULACION.

1. Aíse los dientes en un cuadrante con rollos de algodón y seque la superficie.

Ponga una solución al 30% de ácido cítrico dentro de la fisura y meta el ácido a la profundidad con un instrumento depunta. Este tratamiento no debe exceder de un minuto.

2. Limpie los excedentes y ácido con spray de aire/agua; y seque el diente con aire caliente.

3. Deposite 2 gotas de políácido líquido sobre la base refrigeradora del vidrio. Se debe colocar suficiente polvo al lado del líquido para obtener la mezcla requerida.

Nota: La refrigeración de la loseta aumenta el tiempo de trabajo.

4. Agregue una cantidad pequeña de polvo y mezcle con el líquido usando una espátula de cemento. Esta mezcla deberá tener una consistencia delgada (polvo/líquido de 1.5 g/ml). Divida esta mezcla en 2 y agregue más polvo a la mitad hasta que tenga una consistencia plástica. Polvo/líquido proporción 3.0 g/ml.

5. Tome algo de la mezcla delgada con un instrumento y métalo vigorosamente a las fisuras. Aplique después la mezcla espesa aprisionarla dentro de la posición con un brufidor de bola.

6. Aplíquese una capa de cera (cera indicadora oclusal -- Kerr Green) por encima del relleno y brúñese ajustándose a su posición.

Esta técnica aportará un sellado muy efectivo ya que cualquier contaminación del cemento por la mezcla durante la colocación es nociva.

7. Permita que el cemento ionómero de vidrio permanezca

por lo menos 5 minutos antes de remover la cera y después recoge suavemente el exceso de cera con un excavador hasta que el relleno este por encima ligeramente, del orificio de fisura sin impedir la oclusión. Aplique un barniz para cavidades inmediatamente después de ajustar para proteger la matriz polimérica de la degradación por la resaca.

La fortaleza de la matriz aumenta con el tiempo, según los iones de aluminio se incorporen al gel.

7. APLICACIONES.

1. Sellado de cavidades oclusales y fisuras.
2. Obturado de fisuras oclusales que muestren signos tempranos de caries.
3. Restauración de dientes residuales.
4. Restauración de cavidades clase III, localizadas lingualmente.
5. Restauración de cavidades clase IV que no involucren áreas extensas o empuje labial.
6. Reparación de márgenes defectuosos en restauraciones.
7. Restauración de cavidades erosivas sin preparación de cavidad.
8. Cemento obturador translucido.
9. Cemento de revestimiento.

8. EFECTOS BIOLÓGICOS.

La reacción pulpar es similar a la de los cementos de óxido de zinc y carboxilatos y leve en comparación de los cementos de silicato.

MATERIALES Y MÉTODOS.

Para esta investigación se utilizan 4 tipos de materiales:

Resina compuesta (adaptec), resina de microrelleno -- (profile), cemento de poliacrilato (duralón) y cemento ionómero de vidrio (aspa). Se contempló inicialmente la utilización de resina epoxica pero dado que fue virtualmente imposible obtenerla por no existir en el mercado declinó su uso.

Para cada material se necesitan 3 dientes anteriores, permanentes, anatómicamente íntegros y recién extraídos, para posteriormente ser colocados en suero fisiológico y evitar su deshidratación. Posteriormente se efectúan cavidades ill-- alase en las caras mesial y distal de cada diente.

Una vez hecha la cavidad, se preparó ésta para la obturación, secando perfectamente con aire comprimido antes de colocar el material correspondiente.

Se seleccionaron 3 diferentes temperaturas, la primera de 20°C, la cual se obtuvo solamente con el medio ambiente, la segunda 45°C obteniéndose por medio de agua calentada en estufa de gas, y la última de 8.5°C que se obtuvo por un medio refrigerado. Se pensó en estas temperaturas con el fin de simular, las bebidas que se ingieren a diferentes temperaturas; -- por ejemplo, la de 45°C sería como la de un café muy caliente, la de 8.5°C sería como la de un refresco muy frío.

La preparación de la resina compuesta (adaptec) se lleva a cabo como lo indica el fabricante:

Se coloca pasta catalizadora y pasta universal a partes iguales sobre un cuadro de papel proporcionado por el fabricante utilizando una espátula de plástico con 2 filos, se

mesolan en un espacio reducido con movimientos fuertes compresivos hasta obtener una mezcla homogénea. Se procede a obtener las cavidades del primer diente utilizando un instrumento plástico y se ejerce una ligera presión con una banda de celuloide del número 2. La misma operación se lleva a cabo con el segundo y tercer diente. Se dejan reposar las piezas durante 2 horas a la temperatura ambiente para posteriormente someterlas a diferentes temperaturas:

1. Primer diente, fué sometido a la misma temperatura ambiente en la que se encontraba y era de 20°C depositado en una toallita.

2. Segundo diente, fué sometido a una temperatura de 45°C , lográndose ésta por medio de agua previamente calentada en la estufa de gas, posteriormente al diente se deposita dentro del agua.

3. Tercer diente, fué sometido a una temperatura de 8.5°C lográndose ésta por un medio refrigerado, se depositó el diente dentro del refrigerador.

El tiempo de exposición a las diferentes temperaturas es de 10 minutos, para posteriormente sacarse a la temperatura ambiente.

Una vez secados con una torunda de algodón se les aplica un colorante en cada obturación, durante 10 minutos para posteriormente lavarse perfectamente con agua corriente a la temperatura normal; se secan con una toallita.

El colorante utilizado es eritrocina diluida en 1 c.c de agua y la dosis para cada obturación es de 0.05 ml (1 gota).

Una vez hecho el proceso antes descrito se lleva a ca-

de la inclusión del diente en acrílico para lo cual previamente se modelaron cajitas, utilizando cera rosa; se coloca en la caja una parte de polvo- líquido de acrílico, se coloca el diente y se continúa incorporando acrílico hasta cubrir completamente la pieza. Una vez polimerizado el acrílico, se retira completamente la cera quitando así mismo algunos excedentes de acrílico, de acuerdo a la visualización externa de la pieza dental se realiza un corte transversal al diente de tal manera que aquel pase por la mitad de ambas obturaciones. El corte se lleva a cabo utilizando un motor de baja velocidad, pieza de mano y mandril con disco de carburo de una sola flauta.

Una vez terminado el corte se quitan excedentes de acrílico y se pulen con motor de laboratorio, barba, piedra pómez y polvo de óxido de zinc. Ahora la pieza se encuentra en posibilidad de ser observada y realizar las anotaciones correspondientes.

Para la obturación, preparación y observación de los dientes correspondientes al material de resina de microrelleno (profile) se siguen los pasos anteriormente mencionados.

Para la obturación, preparación y observación de los dientes correspondientes al material de cemento de policarbonato (durelón) se siguen los pasos anteriormente mencionados a excepción de la mezcla del material, ya que éste consta de polvo y líquido. Se colocan en una loseta de vidrio polvo y líquido a partes iguales y se mezclan con movimientos compresivos - hasta obtener una mezcla homogénea y brillante y se obtura con un instrumento metálico (cuadruplex).

Para la obturación, preparación y observación de los

dientes correspondientes al material de cemento ionómero de vidrio(ampa) se siguen todos los pasos anteriormente mencionados a excepción de la mezcla ya que éste material consta de polvo y líquido. Se colocan a partes iguales en una loseta de vidrio, se mezclan con una espátula para cemento con movimientos compresivos hasta obtener una mezcla homogénea y de consistencia de miga, se obtura con un instrumento metálico(cuadruplex) y se ejerce una ligera presión con banda de celuloide - aproximadamente 5 minutos.

Nota. En estos dientes no se realizará grabado con ácido porque son dientes extraídos.

Las observaciones se realizarán através de un microscopio.

RESULTADOS.

En el primer material, resina compuesta (adaplic) se obtuvieron los siguientes resultados:

En el primer diente expuesto a una temperatura de 20°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante ligero en la pared lingual y en la superficie de la obturación. En la cara distal no se observó pigmento colorante en ninguna pared ni en piso de la cavidad. (Fig. 1).

P.L.

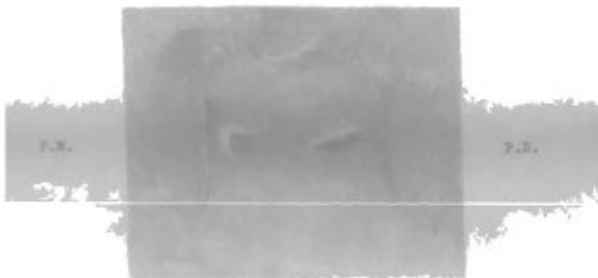


P.V.

Fig. 1 . P.L. Pared lingual, P.M. Pared mesial, P.D. Pared distal y P.V. Pared vestibular.

En el segundo diente expuesto a una temperatura de 49° se observó, en la cara mesial pigmento colorante en la pared axial, lingual y vestibular de la cavidad, así como en la superficie de la obturación. En la cara distal se observó pigmento colorante en la pared axial y vestibular de la cavidad (Fig. 2).

P.L.



P.V.

**Fig. 2. P.L. Pared lingual, P.D. Pared distal,
P.M. Pared mesial, P.V. Pared vestibular.**

En el tercer diente expuesto a una temperatura de 8.5°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante muy ligero en las paredes vestibular y axial de la cavidad. En la cara distal se observó pigmento colorante en la pared axial de la cavidad. (Fig. 3).

P.L.



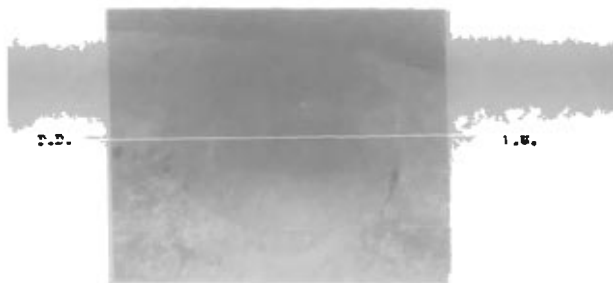
P.V.

Fig. 3. P.L. Pared lingual, P.W. Pared mesial,
P.D. Pared distal y P.V. Pared vestibular.

En el segundo material, resina de microrelleno (profile) se obtuvieron los siguientes resultados:

En el crisol donde se calentó a una temperatura de 200°C se observó, en la cara bucal pigmento colorante líquido distribuido en el material sin llegar a las paredes ni piso de la cavidad. En la cara distal no se observó pigmento colorante en ninguna pared ni piso de la cavidad, (Fig. 4).

P.L.

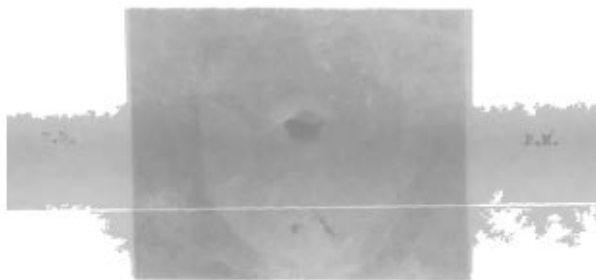


P.V.

Fig. 4. P.L. Pared lingual, P.M. Pared mesial,
P.D. Pared distal y P.V. Pared vestibular.

En el segundo diente expuesto a una temperatura de 45°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante muy ligero en la superficie de la obturación. En la cara distal se observó - pigmento colorante en la superficie de la obturación (Fig. 5).

P.L.



P.7.

Fig. 5. P.L. Pared lingual, P.M. Pared mesial,
P.D. Pared distal, y P.V. Pared vestibular.

En el tercer diente expuesto a una temperatura de 8.5°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante en las paredes vestibular y axial de la cavidad. En la cara distal se observó pigmento colorante en las paredes, vestibular, lingual y axial de la cavidad (Fig. 6).



Fig.6. P.V.Pared vestibular, P.L. Pared lingual,
P.M. Pared mesial, y P.D. Pared distal.

En el segundo diente expuesto a una temperatura de 45°C no se observó en la cara mesial pigmento colorante en ninguna pared ni piso de la cavidad. En la cara distal no se observó pigmento colorante en ninguna pared ni piso de la cavidad (Fig. 8).

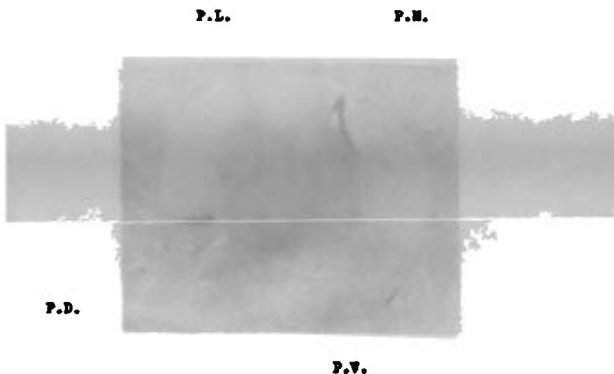
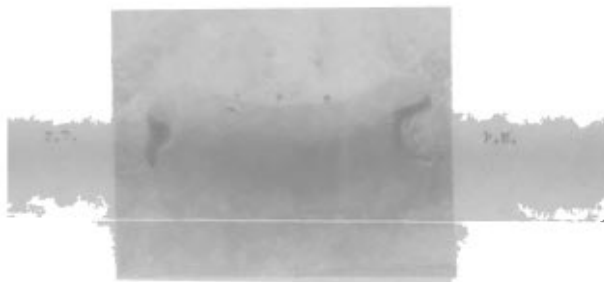


Fig. 8. P.L. Pared lingual, P.M. Pared mesial, P.D. Pared distal, observese la separación que existe entre el material y el diente hacia la pared lingual. P.V. Pared vestibular.

En el tercer diente, expuesto a una temperatura de 8.5°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante ligero en el ángulo de las paredes axial y lingual de la cavidad. En la cara distal no se observó pigmento colorante en ninguna de las paredes ni piso de la cavidad (Fig. 9).

P.V.



P.L.

Fig. 9. P.V. Pared vestibular, P.M. Pared mesial, P.D. Pared distal, observese la separación que existe entre el material y el diente hacia la pared axial de la cavidad, P.L. Pared lingual.

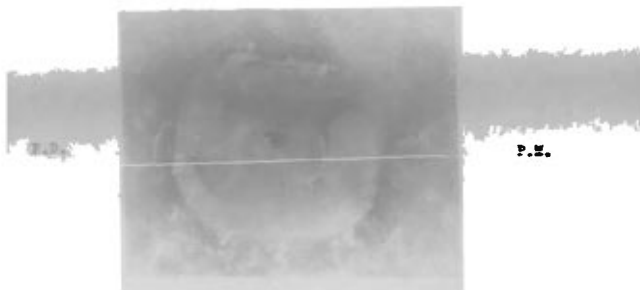
TESIS DONADA POR D. G. B. - UNAM

39.

En el cuarto material y dítimo, cemento iónómero de vidrio (aspa) se obtuvieron los siguientes resultados:

En el primer diente expuesto a una temperatura de 20°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante en las paredes vestibular, lingual y axial de la cavidad. En la cara distal se observó pigmento colorante en las paredes vestibular y lingual de la cavidad (Fig. 10).

P.V.

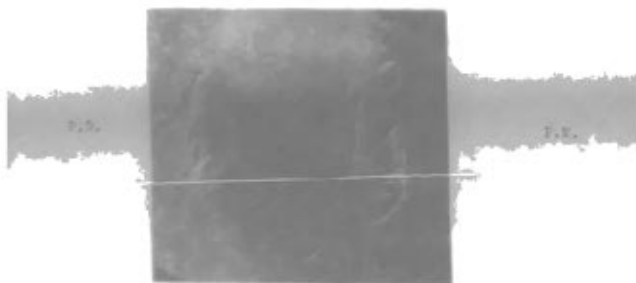


P.L.

Fig. 10. P.V. Pared vestibular, P.W. Pared mesial,
P.D. Pared distal y P.L. Pared lingual.

En el segundo diente, expuesto a una temperatura de 45°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante en la superficie de la obturación. En la cara distal se observó pigmento colorante en la superficie de la obturación (Fig. 11).

P.V.

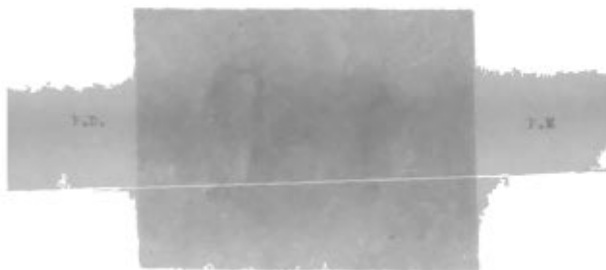


P.V.

Fig. 11. P.V. Farod vestibular, P.L. Farod lingual, P.M. Farod mesial, P.D. Farod distal.

En el tercer diente, expuesto a una temperatura de 8.5°C se observó, en la cara mesial pigmento colorante en las paredes lingual, vestibular y axial de la cavidad. En la cara distal se observó pigmento colorante en las paredes vestibular, lingual y axial de la cavidad (Fig. 12).

P.V.



P.L.

Fig. 12. P.V. Pared vestibular, P.L. Pared lingual
P.M. Pared mesial y P.D. Pared distal.

SUMARIO.

En este estudio se observó el comportamiento de algunos materiales de obturación ante diferentes temperaturas.

Para esta prueba se utilizaron 4 tipos de materiales:

Resina compuesta (adaptio), resina con microrelleno (profile), cemento de poliacrilato (durelón) y cemento ionómero de vidrio (aspa).

Para cada material se utilizaron 3 piezas dentarias anteriores anatómicamente íntegras y recién extraídas, las que fueron colocadas en suero fisiológico para evitar su deshidratación; se hicieron preparaciones clase III en las caras mesial y distal de cada diente; se obturaron 3 dientes con cada material de obturación, se dejaron reposar aproximadamente 2 horas a la temperatura ambiente, para posteriormente ser sometidos a 3 diferentes temperaturas: 20° C, 45° C y 55° C. El tiempo de exposición a las temperaturas fue de 10 minutos; posteriormente se aplicó un colorante en cada obturación (eritrocina diluida en 1 c.c. de agua) el cual permaneció 10 minutos en contacto con la obturación tiempo al cual se lavaron perfectamente con agua corriente. Se colocaron las piezas dentales en acrílico polvo/líquido, una vez polimerizado este, se procedió a hacer un corte transversal, interesando la parte media de las obturaciones, se pulió la superficie de corte y se examinaron al microscopio.

Se observó penetración del colorante en las paredes posteriores de las cavidades de algunas piezas obturadas.

	MATERIALES Y EQUIPO	TIEMPO DE TRABAJO	TEMPERATURA	PESO DE LA MUESTRA	VOLUMEN DE AGUA	TIEMPO DE REACCIÓN	VOLUMEN DE REACCIÓN
Clase III cura nasal y distal	Como indica el fabricante. Para cohesión: se aplica una pasta universal a partes iguales, se obtiene una masa homogénea, se cubre y se presiona con una banda de cohesión.	2 horas	30°C.	10 gms.	Extracción + 1 c.c. de agua.	10 min.	En la cura nasal; pigmento colorado se figura en la pared lingual y en la superficie de la obturación. En la cura distal; se observan pigmentos colorados.
CLASE III cura nasal y distal	Como indica el fabricante. Para cohesión: se aplica una pasta universal a partes iguales, se obtiene una masa homogénea, se cubre y se presiona con una banda de cohesión.	2 horas	45°C.	10 gms.	Extracción + 1 c.c. de agua.	10 min.	En la cura nasal; pigmento colorado se figura en la pared nasal, lingual y vestibular de la cavidad, así como en la superficie de la obturación. En la cura distal; pigmento colorado se figura en la pared nasal y vestibular de la cavidad.
CLASE III cura nasal y distal	Como indica el fabricante. Para cohesión: se aplica una pasta universal a partes iguales, se obtiene una masa homogénea, se cubre y se presiona con una banda de cohesión.	2 horas	60°C.	10 gms.	Extracción + 1 c.c. de agua.	10 min.	En la cura nasal; pigmento colorado muy fino se figura en los parados vestibular y nasal de la cavidad. En la cura distal; pigmento colorado se figura en la pared nasal de la cavidad.

CLASE III	Como uncial y distal	2 horas	30°C.	10 min.	Extracción + 1 c.c. de agua.	10 min.	En la cara uncial: pigmento colorante ligero distribuido en el uncial no llegar a las paredes y pico. En la cara distal: en la cara uncial te colorante.
CLASE III	Como uncial y distal.	2 horas	45°C.	10 min.	Extracción + 1 c.c. de agua.	10 min.	En la cara uncial: pigmento colorante may ligero en la superficie de la ob- servada. En la cara distal: pigmento colorante ligero en la superficie de la observa- ción.
CLASE III	Como uncial y distal.	2 horas	65°C.	10 min.	Extracción + 1 c.c. de agua.	10 min.	En la cara uncial: pigmento colorante en las paredes ventral y uncial de la cavidad. En la cara distal: pigmento colorante en las paredes ventral, lateral y uncial de la cavidad.

TABLE 1

CLASE III Cura social y cristal	Cura social y cristal	2 horas	50 °C.	10 min.	Extracción + 1 c.c. de agua	10 min.	En la cura social: pigmento colorante en la parte social y líquido de la cavidad. En la cura cristal: pigmento colorante en el fondo de las paredes social y rectangular de la cavidad.
CLASE III Cura social y cristal	Cura social y cristal	2 horas	45 °C.	10 min.	Extracción + 1 c.c. de agua	10 min.	En la cura social: no se observó pig- mento colorante. En la cura cristal: no se observó pig- mento colorante.
CLASE III Cura social y cristal	Cura social y cristal	2 horas	55 °C.	10 min.	Extracción + 1 c.c. de agua	10 min.	En la cura social: pigmento colorante líquido en el fondo de las paredes social y líquido de la cavidad. En la cura cristal: no se observó pig- mento colorante.

A B C D

CLASE III Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.
CLASE III Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.
CLASE III Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.
CLASE III Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.	Cura nasal y distal.

CONCLUSIONES

Los materiales de obturación utilizados para este estudio: resina compuesta (Adaptic), resina con microrelleno (Profile), cemento de poliacrilato (Durelón) y cemento ionómero de vidrio (Aspa), presentaron filtraciones del colorante y separaciones entre el material y el diente al ser expuestos a varias temperaturas que podrían encontrarse en forma normal en la cavidad oral. Estas alteraciones en los materiales de obturación usados, podrían explicar la reincidencia de caries en las piezas obturadas con dichos materiales, al permitir la entrada de fluidos bucales al interior del diente.

Las observaciones más sobresalientes fueron:

Adaptic.—A la temperatura de 20° C, presentó ligera filtración en la cara mesial; en la cara distal no hubo filtración. A la temperatura de 45° C, presentó filtración en ambas caras así como también en la temperatura de 8.5° C.

Profile.—Se observaron las mismas alteraciones que en el material antes mencionado a la temperatura de 20° C. A la temperatura de 45° C, presentó ligeras filtraciones en ambas caras. En la temperatura de 8.5° C, existieron filtraciones en ambas caras.

Durelón.—A la temperatura de 20° C presentó filtraciones en ambas caras. A la temperatura de 45° C, no se observaron filtraciones de colorante, pero existió separación visible entre el material de obturación y la pieza dental de la pared distal. A la temperatura de 8.5° C presentó ligera filtración en la cara mesial; en la cara distal no se observó filtración del colorante pero existió separación entre el material de obturación y la pieza dental.

As a.- A la temperatura de 20° C, existió filtración en ambas caras del diente. A la temperatura de 45° C, existió pigmentación en la superficie de la obturación sin filtración. A la temperatura de 8.5°C, presentó filtración en ambas caras.

En la temperatura de 20° C, el material que presentó mayor filtración fue el cemento ionómero de vidrio; en relación con la temperatura de 45° C, el material que presentó mayor filtración fue la resina compuesta y con respecto a la temperatura de 8.5° C, la mayor filtración se presentó en el cemento ionómero de vidrio.

Un deficiente proceso de preparación-obturación, puede ser también la causa de separaciones, fracturas e incluso grietas del material de obturación, por lo que el seguimiento de una metodología estricta en su aplicación redundará en favor de una mayor eficiencia en el tratamiento.

BIBLIOGRAFIA.**RALPH W. PHILIPS.****La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. Séptima Edición. Interamericana. 1976.****WILLIAM J. O'BRIEN.
GUNNAR NYG.****Materiales Dentales y su Selección. Primera Edición. Médica Panamericana. 1980.****J. W. MCLEAN.
A. D. WILSON.****The Clinical Development of the Glass-Ionomer Cement. I. Formulations and Properties. Volume 22. Australian Dental Journal. February, 1977.****J. W. MCLEAN.
A. D. WILSON.****The Clinical Development of the Glass-Ionomer Cement. II. Some Clinical Applications. Volume 22. Australian Dental Journal. April, 1977.****PHYLOD A. FITZGERALD.****Materiales Dentales Restauradores. Primera Edición. Mundici. 1964. Argentina.****LLOYD PAUL.****Rehabilitación Bucal. Primera Edición. Interamericana. 1977.****WILLIAM J. O'BRIEN.
GUNNAR NYG.****An Outline of Dental Materials. First Edition. W.B. Saunders Company. 1978.**

JOHN O. FOREST.

Odontología Preventiva.
Editorial El Manual Médico.
Buenos Aires, 1979.

DIRECTOR MUSEPTO.
DR. SUNDON EINHORN.

Clinicas Odontológicas
de Norteamérica. Resi-
nas en Odontología. Pri-
mera edición. Interame-
ricana. 1975.

ROBERT LEBSON.
ERIC NEVILLS.

Odontología Restaurado-
ra y Adhesiva. Editorial
Panamericana. 1977.

NEWA ASSOCIATION
DENTAL AMERICANA.

Especificación no. 27 -
Para Resinas de llenado.
Directo. Sector Junio,
1978.