

308
2 EJ

Desarrollo de aparato para pruebas de termociclado. Valoración Piloto

Silicato, Resina compuesta, Ionómero de vidrio

Facultad de Odontología



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

TESIS

que para obtener el título de

CIRUJANO DENTISTA

presenta:

Alicia María Sentíes Hernández

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

México D.F.

1993



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.

Desarrollo de aparato para pruebas de termociclado. Valoración Piloto

Silicato, Resina compuesta, Ionómero de vidrio

1.- Indice.	pag.4
2.- Resumen.	pag.5
3.- Introducción.	pag.6
4.- Antecedentes.	pag.7
5.- Material y método.	pag.10
6.- Valoración piloto.	pag.14
7.- Generalidades de los materiales usados para la valoración piloto.	
• <i>Cementos de silicato.</i>	pag.17
• <i>Resinas compuestas.</i>	pag.22
• <i>Ionómero de vidrio tipo II.</i>	pag.27
8.- Método para la preparación de muestras.	pag.32
9.- Resultados.	pag.35
10.- Comentarios.	pag.37
11.- Bibliografía.	pag.38

Resumen

En el presente trabajo se desarrollo y fabricó un aparato para pruebas de termociclado, diseñado para someter a alta y baja temperatura toda clase de materiales, así mismo observar su comportamiento.

Cabe señalar que el laboratorio de investigación de materiales dentales de la Facultad de Odontología, no contaba con dicho aparato y no es factible adquirirlo en el mercado nacional. Por lo tanto fue necesaria su fabricación y además, establecer el procedimiento por medio del cual, los materiales o las muestras deben ser tratadas antes, durante y después de ser termocicladadas.

El aparato nos da la opción de establecer las temperaturas deseadas. Lo que no varía es el tiempo en el cual las muestras son expuestas a los cambios térmicos.

En este trabajo se realizó una valoración piloto con el aparato de termociclado a tres diversos materiales: ionómeros de vidrio tipo II, resina compuesta autopolimerizable, y cemento de silicato.

Se seleccionaron dientes a los cuales se les prepararon cavidades que fueron obturadas siguiendo los lineamientos establecidos.

Se formaron 4 grupos de dientes escogidos al azar, 3 de estos grupos fueron termocicladados y el cuarto grupo no; se compararon las muestras termocicladadas con las del grupo que no se

sometió al aparato determinando la existencia de cambios en la interfase obturación-diente y al mismo tiempo, la presencia de microfiltración, mediante la inmersión de las muestras en solución de azul de metileno al 1%.

Al observar las muestras al microscopio, se evidenció una variación entre las muestras termocicladadas y las que no se termociclaron. En los 3 grupos que fueron termocicladados existió una contracción del material dejando así un espacio entre el diente y la obturación, por donde penetra la tinción. Otra de las cosas observadas fue que unos materiales son mas susceptibles que otros a los cambios bruscos de temperatura.

Por tanto, se llegó a la conclusión de que el aparato motivo del estudio es eficaz, al originar alteraciones en las estructuras de los materiales dentales que son sometidos a cambios bruscos de temperaturas, simulando las condiciones térmicas a las que se exponen estos en la cavidad oral. Por lo anterior, el laboratorio estará en condiciones de realizar investigaciones mas completas, gracias a la ayuda del aparato para termociclado.

Introducción

Para poder realizar un proyecto de investigación sobre cambios dimensionales por temperatura en los materiales, se requiere de un aparato que proporcione las condiciones y elementos necesarios para que dichos materiales sean expuestos cíclicamente a cambios de temperatura preestablecidos.

Dicho aparato pretende reproducir los cambios térmicos a que son sometidos los diversos materiales dentales en la cavidad oral, al entrar en contacto con alimentos fríos y calientes.

El desarrollo de un aparato que nos permita efectuar pruebas de laboratorio sobre una diversidad de materiales, para estudiar su comportamiento ante las diferentes temperaturas, cobra relevancia por ser un aparato que refieren diversos trabajos de investigación. No hay datos concretos sobre técnicas para su fabricación ni aun fotografías; por este hecho, el aparato de termociclado que hemos desarrollado no solo contribuirá como un valioso auxiliar en los trabajos del laboratorio de investigación de materiales dentales de la facultad de odontología, sino que viene a representar un progreso en el desarrollo de tecnología mexicana en la fabricación de aparatos que apoyen el avance científico en nuestro país.

Para la valoración piloto realizada por primera vez en México de la técnica de someter materiales odontológicos a un proceso de termociclado, se seleccionaron 3 materiales: ionómero de vidrio tipo II, resina compues-

ta autopolimerizable y cemento de silicato. La finalidad de esto no es valorar en sí la capacidad de dichos materiales, sino demostrar que cualquier material de uso odontológico puede ser afectado por la temperatura al ingerir alimentos fríos (hielo) y alimentos calientes (café), esto se reproduce con el aparato de termociclado desarrollado.

El estudio realizado esta encaminado a investigar la existencia de percolación y los cambios dimensionales que puedan existir en las obturaciones al ser termocicladas y compararlas con otras que no fueron termocicladas.

Así mismo, contando con la técnica y con el aparato para pruebas de termociclaje, tenemos la pauta para realizar futuras investigaciones de cualquier material de reconstrucción y valorar las propiedades que poseen ante la variante (temperatura) y en cierta forma motivar a los fabricantes a mejorar la calidad y corregir las deficiencias que pudieran tener los materiales.

Antecedentes

Se han realizado innumerables investigaciones, analizando el comportamiento de diversos materiales dentales ante los efectos del termociclado ; Pero nos damos cuenta que cada investigador aporta datos y resultados que varían entre un estudio y otro, debido a los materiales utilizados, la técnica empleada y la desigualdad de tiempo y temperatura a los que son sometidos.

A continuación menciono algunas investigaciones realizadas que sirvieron de base para desarrollar el aparato y la técnica de termociclado que se llevó a cabo en esta investigación.

En 1978 el Doctor Alfonso Maldonado, publica un artículo en colaboración y asesoría de los doctores Swartz, M.L. Y Phillips, R.W., sobre las propiedades in vitro de un cemento de ionómero de vidrio.

Los 3 tipos de cementos evaluados fueron:

- Ionómero de vidrio ASP - Amalgamated D.
- Cemento de silicato M.Q - S.S. White.
- Policarboxilato Zn. Durelon - Premier D. Prod.

Se analizaron varias propiedades; pero solo hago mención a la unión adhesiva de estos cementos.

Los cementos de silicato carecen de esta propiedad. Tanto los cementos de policarboxilato como los

ionómeros de vidrio poseen adhesión tanto al esmalte como a la dentina, cuando se efectúa un ciclaje térmico en estos cementos los valores bajan, siendo superiores para los ionómeros de vidrio. [1]

En un estudio al microscopio electrónico efectuado por Fuks, Hirschfeld y Grajower, publicado en 1983, se observó que el efecto del ciclaje térmico, factor que influencia negativamente el sellado y unión de un material restaurados, no afecta en forma apreciable dichas propiedades en los ionómeros de vidrio. [1]

John H. Hembree, Jr., D.D.S. publicó un artículo basado en el gran problema por la microfiltración en el margen gingival en restauraciones de dientes posteriores de clase II. Este margen gingival con recubrimiento de cemento de ionómero de vidrio fue evaluado in vitro para observar la microfiltración. Se hicieron dos grupos de 24 dientes cada uno.

El primer grupo fue restaurado usando la técnica de ácido grabador, se aplicó el agente sellador "Bondlite" sobre todos los márgenes de la cavidad. Las preparaciones de las cavidades fueron restauradas.

El segundo grupo de dientes fueron tratados con líquido "Durelohn", cemento de policarboxilato , se lavaron y se secaron. El cemento de ionómero de vidrio "Ketac - Bond" fue colocado sobre las paredes pulpar, axial y gingival. Las paredes del esmalte se grabaron, se aplicó el agente sellador,

se insertó el compuesto y se terminó la restauración.

Cada elemento fue calentado a 100 ciclos y sumergido en agua a 4° C y 58° C alternadamente. Cada grupo de elementos fue probado contra la microfiltración en intervalos de una semana, 3 meses, 6 meses y un año.

Grupo 1: Las radiografías mostraron una penetración significativa del isótopo solo en la interface del diente y el material de restauración.

Grupo 2: La mayoría de los especímenes mostraron filtración mínima en todos los tiempos de intervalo. [2]

Marcio Guelman, C.D.; Ana B. Fuks, C.D., R. Grajower, Ph. D. Guideon Moland (1989); Realizaron un estudio de laboratorio cuyos propósitos fueron determinar el filtrado marginal alrededor de tres tipos de restauraciones clase II usando:

- Resina compuesta convencional con un ionómero de vidrio como delineador.
- Cemento de ionómero de vidrio con cubierta de resina compuesta.
- Cemento de ionómero de vidrio sin cubierta de resina compuesta.

Se estudiaron los efectos del termociclaje sobre los defectos marginales por medio de:

**Radiografías e impresiones.
Micrografías SEM de los márgenes.**

Los dientes restaurados se pusieron a temperatura ambiente y a 100 % de humedad por dos semanas para prevenir la deshidratación. Se tomaron dientes de cada grupo seleccionado al azar y se les tomaron impresiones de silicón.

Todos los dientes restaurados se termociclaron subsecuentemente por 100 ciclos entre $4 \pm 2^\circ \text{C}$ y $60 \pm 2^\circ \text{C}$ con tiempos de un minuto en cada baño. Un segundo set. de impresiones se saco de los mismos dientes de cada grupo. Se evaluaron los dientes antes y después del termociclado por medio de un SEM.

Se tomaron radiografías de los mismos dientes que se investigaron por SEM.

Todos los dientes se cubrieron con cera y barniz de uñas y se pusieron en una solución de 2% de fushina durante 24 hrs. Se seccionaron los dientes mesiodistalmente y fueron examinados bajo un microscopio binocular.

La severidad de los defectos marginales fue mayor para los márgenes cervicales que para los bucales y linguales y mayor después del termociclaje. [3]

Franklin García - Godoy, publicó un artículo (1989) acerca de un estudio para evaluar in vitro la microfiltración de las restauraciones preventivas, utilizando un cemento para base de ionómeros de vidrio. De los 24 dientes evaluados solo 8.3% mostraron microfiltración.

Se preparo una cavidad pequeña en la fosa mesial o distal de la superficie oclusal, se prepararon las cavidades y se colocó el ionómero de vidrio por abajo de la superficie oclusal de la cavidad. Se grabó el ionómero de vidrio y las fisuras remanentes y después se colocó un sellador de fisuras curado por la luz.

Los dientes se guardaron a temperatura ambiente durante 5 minutos, y se colocaron en agua durante 24 hrs. Luego se termociclaron durante 100 ciclos; Cada ciclo consistió de 30 seg. a 60° C y 30 seg. a 6° C. Después de termociclados los dientes se mantuvieron en agua durante 24 hrs. Se protegieron todas las superficies de los dientes, exponiendo solamente la superficie oclusal a una solución colorante de azul de metileno al 1% durante 24 hrs.

Los dientes se retiraron del colorante y se seccionaron longitudinalmente en dirección bucolingual. Las secciones se examinaron con un microscopio de disección y la microfiltración se midió como lo describe Crim y García Godoy.

De los 24 dientes, 22 (91%) no mostraron microfiltración. [4]

Míchal Staninec, DDS and Masahiro Kawakami, DDS ; Compararon la efectividad de un nuevo sistema de unión dentinaria a los 2 sistemas comerciales existentes. El examen fue hecho por:

- 1.- El examen de corte de adhesión.
- 2.- El examen de penetración de tinción por microfiltración.

Molares humanos fueron extraídos sin caries y fueron guardados en agua después de la extracción. Cavidades clase V fueron preparadas en la unión cemento-esmalte en la superficie bucal y lingual de cada diente con una fresa de carburo # 58 en una pieza de mano de alta velocidad enfriado con agua. Las cavidades fueron de 2.00 mm. de profundidad, 3.00 mm. en su anchura ocluso-gingival con un margen de 1.5 mm. sobre la unión cemento-esmalte y el otro 1.5 mm. bajo la unión cemento-esmalte.

Los dientes restaurados fueron guardados en agua destilada por 24 horas y se terminaron con discos Soflex.

Se termociclaron en baños de agua entre 4° C y 60° C con un tiempo de 60 seg. y 1000 ciclos.

Se aplicó un barniz de uñas a toda la superficie del diente con excepción de las restauraciones y aproximadamente 0.5 mm. del diente adyacente a las restauraciones.

Los dientes fueron inmersos en una solución de 0.5 % de fushina básica por 24 hrs. a 37° C. Después de removerlos de la solución, los dientes fueron enjuagados en agua y seccionados en un plano buco-lingual atravez del centro de las restauraciones con una cegueta de diamante enfriada con agua.

Los especímenes fueron examinados bajo un microscopio en 100x . [5]

Material y Método

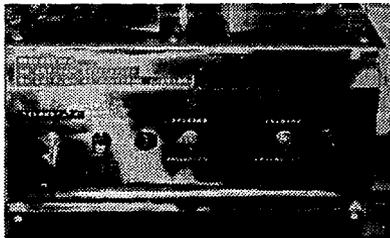
El aparato de termociclado fue construido a expensas de un armazón cuadrangular tubular de 3/4 de pulgada de lámina negra calibre # 18, de 32 cm. de ancho, 32 cm. de largo y 23.5 cm. de altura. Dicho armazón servirá para adaptar y sujetar todos los componentes requeridos para el funcionamiento del mismo.

En la base del armazón se colocaron 2 tramos de tubular de 10 cm de altura unidos entre si por un tramo de 32 cm. del mismo material, formando una superficie que tiene como función sostener parte del mecanismo del moto-reductor. Para complementar esta labor, se colocaron 2 tramos de 18.5 cm. de un tornillo de 5/16 unidos a su vez por un tramo de tubular que sujeta y nivela el mecanismo.

En la parte superior interna, se colocaron 2 tramos de tubular a 4.75 cm. de la línea media perpendiculares a los tramos colocados en la base. Estos tramos superiores se encuentran paralelos entre si unidos por un tramo de tubular de 6 cm. y vienen a formar un soporte y guía del sistema reductor de revoluciones y el eje que trasmite el movimiento de rotación. Una vez terminado el armazón se procedió a forrarlo con lamina negra de acero inoxidable de calibre # 18.

El armazón queda configurado por una parte anterior donde habrá de colocarse el tablero de control (**Fotografía No.1**). La parte posterior albergará el sistema de desagüe (**Fotografía No.2**).

Y en los costados tramos de tubular de 43 cm. de largo uno de cada lado, que van de la parte inferior a la parte superior con el objeto de sostener los porta-termómetros (**Fotografía No.3**).



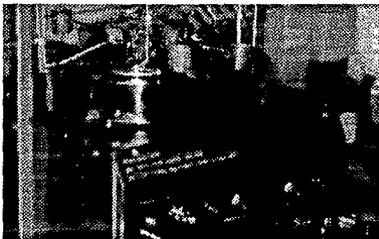
Fotografía No.1: Parte anterior del aparato de termociclado, donde se observa el tablero de control.



Fotografía No.2: Parte posterior del aparato que muestra el sistema de desagüe, que consiste en dos llaves de globo y una salida del sistema regulador de líquidos.

En la cara superior externa sobre la lámina se adhiere una plancha de hule de 23 cm. de ancho X 23 cm. de largo y 4 mm. de espesor sobre la cual se colocara 2 tinas de acero inoxidable y parte del sistema mecánico del aparato (**Fotografía No.4**).

El sistema eléctrico se dividió en dos partes: uno que dará origen al sistema de calentamiento y el otro transmitirá movimiento a expensas de un moto-reductor.



Fotografía No. 3: En los costados del aparato se encuentran unos tramos de tubular (uno de cada lado), cuya función es sostener los porta-termómetros.

Sistema de calentamiento:

Este sistema se compone de los siguientes elementos:

- Toma de corriente de alterna de 110 volts.
- Un switch de encendido para dar paso o cortar la energía eléctrica.
- Foco piloto indicador del flujo eléctrico.
- Un fusible de seguridad para evitar accidentes debido a sobre - cargas o corto circuito.
- Un termostato de plancha doméstica que regulara la temperatura.
- Una resistencia de cafetera que se adaptó a una de las tinas, destinada para calentar líquido. (Fotografías No.4 y 5).

Sistema motriz:

El sistema motriz se compone de los siguientes elementos:

- Toma de corriente alterna de 110 volts.
- Un switch de encendido para dar paso o cortar la energía eléctrica.
- Foco piloto indicador del flujo eléctrico.
- Un moto-reductor de movimiento de 1/16 h.p
- Un juego de engranes que dan como resultado 5 revoluciones por minuto con una fuerza de desplazamiento de 50 kg. (Fotografía No.4).



Fotografía No. 4 : En la parte anterior del aparato se aprecia el tablero de control donde se regula la temperatura caliente por medio del termostato, un fusible de seguridad, foco piloto y switch de encendido para el paso de energía eléctrica. En la parte superior se puede observar la plancha de hule que aísla a las tinas del resto del aparato, en la tina derecha se encuentra la tina accesoria para alojar hielo.

Sistema mecánico:

El sistema mecánico se origina con la colocación de un tornillo de 1 1/2 pulgada de largo, 1/4 pulgada de grueso que se introduce y fija en el interior del eje de rotación del moto-reductor, este sirve para adaptar un engrane que mide 5/8 pulgada de diámetro, 3/8 pulgada de ancho, contiene 10 dientes, esta fabricado en plástico de alto impacto. Este engrane se complementa con otro engrane de 2 1/2 pulgada de diámetro, 3/8 pulgada de grueso, con 60 dientes fabricado en plástico de alto impacto. Ambos engranes se utilizan para disminuir la velocidad del moto-reductor que es de 5 revoluciones por minuto y obtener la velocidad del revolución por minuto.

El segundo engrane se sujeta en un tornillo de 33 cm. de largo, 5/16 pulgada de grueso y constituye el eje transmisor de la rotación, este tornillo se fija a través de un balero que le per-



Fotografía No. 5 : Dentro de la tina izquierda se encuentra adaptada la resistencia de cafetera, cuya función es calentar líquidos.

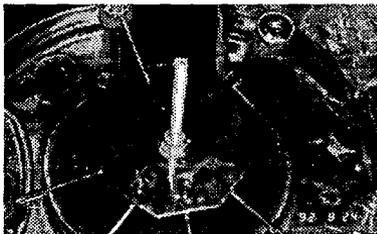
mite girar sobre su propio eje en una solera metálica de 13 cm. de largo, 2 pulgadas de ancho y 1/16 pulgada de grosor. La parte media y superior de este tornillo cumple con la función de fijar y regular la altura del octágono.

El octágono referido esta desarrollado en lámina de acero inoxidable del no.16 Y mide 10 cm. de diámetro, contiene en su cara interior 16 tramos de lámina de acero inoxidable calibre 16, 1 pulgada de alto y 3/4 pulgada de ancho, colocados de 2 en 2 en la línea media de cada una de las caras del octágono, dejando un espacio de 1/4 pulgada para alojar a los brazos portadores de muestras (Fotografía No.6).

Los brazos portadores de muestras se componen de tres partes:

- Una mecal que forma parte del eje bisagra con los tramos de acero inoxidable de la cara inferior del octágono permitiéndoles el desplazamiento vertical.
- La parte media es un tramo de barra redonda de acero inoxidable de 1/8 pulgada de diámetro 6.5 cm. de largo y tiene como función principal dirigir el movimiento del eje de transmisión auxiliado por un arillo que actúa como guía hacia dentro y fuera de las tinas hidrotérmicas.
- La parte distal la constituye un cilindro de acero inoxidable de 1 pulgada de diámetro, 1 pulgada de altura conteniendo una serie de orificios de 1/8 pulgada, en el se colocan los materiales motivo

de estudio, logrando que estos entren en contacto con los líquidos y sus diversas temperaturas (Fotografía No.6).



Fotografía No. 6 : Oclágono de acero inoxidable que sirve para alojar y dirigir a los brazos portadores de muestras. Se observa en ambas tinas el sistema regulador de líquidos, que les permite mantener un nivel constante.

El arillo guía se desarrollo en lámina de acero inoxidable calibre 20, mide 14 cm. de diámetro, en su parte mas alta 5 cm. Y 2.5 cm. en la parte mas baja. Presenta dos cortes paralelos que originan el movimiento de elevación y descenso permitiendo a los cilindros entrar y salir a las tinas hidrotérmicas.

El arillo esta sujeto por dos soportes que regulan la altura de los brazos portadores de muestras.

Sistema hidrotérmico:

El sistema hidrotérmico esta constituido por dos tinas de acero inoxidable calibre 20, de forma semi-circular y mide 28 cm.de largo, 7 cm. de ancho y 5 cm. de altura. Se encuentran aisladas del resto de los componentes atravez de hule lamina-do de 1/4 pulgada para preservar las

temperaturas de su contenido (Fotografía No.4).

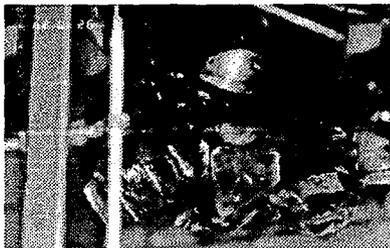
La tina del lado izquierdo se destinó para obtener calentamiento de líquidos, y la temperatura de estos esta regulada por el sistema eléctrico.

La tina del lado derecho tiene por objeto mantener líquidos a baja temperatura, para lo cual se dispuso un compartimento accesorio, en el se deposita hielo (Fotografías No.4 y 7).

En ambas tinas se dispone de un sistema regulador de líquidos que atravez de un desagüe les permite mantener un nivel constante.

El vaciado del líquido de las tinas se obtiene con 2 llaves de paso colocadas en la parte posterior del aparato (Fotografías No.6 y 2).

PRECAUCION PARA EL MANEJO DEL APARATO: No accionar el switch de la resistencia si la tina no contiene líquido, ya que se puede ocasionar un accidente.



Fotografía No. 7 : Compartimento accesorio en donde se depositan los hielos para mantener el líquido a baja temperatura.

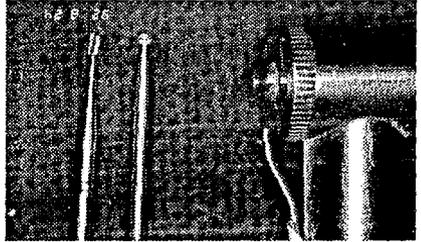
Valoración Piloto

Material:

- Se utilizaron 42 dientes permanentes (premolares, caninos, laterales y centrales superiores e inferiores) que estuvieran en buen estado, sin caries o caries incipiente, sin tratamiento endodóntico, con las coronas y raíces completas y además que tuvieran poco tiempo de haber sido extraídos e inmediatamente colocados en agua (Fotografía No. 8).
- Pieza de mano de alta velocidad (Fotografía No.9).
- Fresas de bola de diamante y de carburo no. 330. Un grupo de fresas por cada 8 preparaciones (Fotografía No.9).

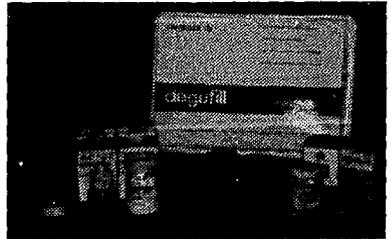


Fotografía No. 8 : Recipiente de cristal que contiene los dientes que sirvieron para la valoración piloto.



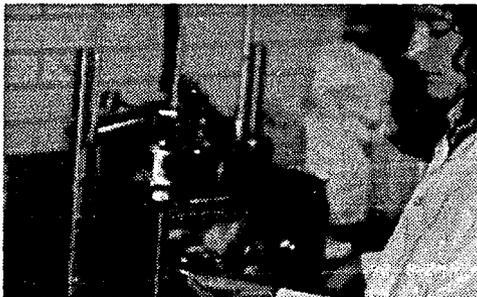
Fotografía No. 9 : Pieza de mano de alta velocidad con las fresas utilizadas para la preparación de cavidades (fresa de bola de diamante y fresa no. 330)

- Ionómero de vidrio tipo II (Fotografía No.10).
- Acido poliacrílico (Fotografía No.10).
- Barníz fuji (Fotografía No.10).
- Cemento de silicato (Fotografía No.10).
- Resina compuesta autopolimerizable (Fotografía No.10).



Fotografía No. 10 : Materiales empleados para la obturación de las cavidades preparadas (ionómero de vidrio tipo II, resina compuesta autopolimerizable y cemento de silicato).

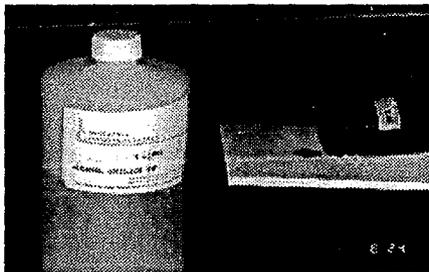
- Bandas de celuloide, esmalte de uñas tres colores (Fotografía No.11).
- Azul de metileno polvo (Fotografía No.12).
- Alcohol etílico 96° (Fotografía No.12).
- Acrílico autopolimerizable (polvo-líquido).



Fotografía No. 13 : Aparato desarrollado para las pruebas de termociclado.



Fotografía No. 11 : Esmalte de uñas para cubrir las superficies radiculares de los dientes por termociclar.



Fotografía No. 12 : Alcohol etílico 96 y azul de metileno para la obtención de una tinción al 1%.

- Agua desionizada.

Equipo:

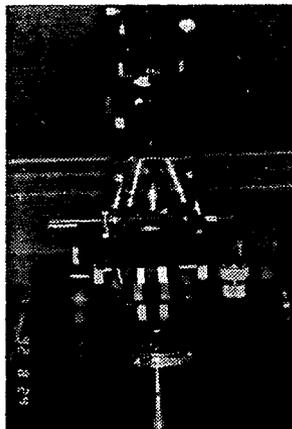
- Aparato para pruebas de termociclado. (Fotografía No.13)
- Termómetros de -10° a 260° C.
- Balanza analítica. (Fotografía No.14)
- Cortadora de muestras. (Fotografía No.15)
- Paralelizador de muestras.
- Microscopio metalográfico para la observación de cuerpos opacos. (Fotografía No.16)



Fotografía No. 14 : Balanza analítica, utilizada para pesar las proporciones de los materiales que se emplearon en la prueba piloto.



Fotografía No. 15 : Cortadora de muestras con los dientes montados para realizarles los cortes.



Fotografía No. 16 : Microscopio metalográfico para cuerpos opacos, en el cual se observaron las muestras termocicladas y las no termocicladas.

Generalidades de los materiales usados para valoración Piloto

■ CEMENTOS DE SILICATO:

ANTECEDENTES:

Estos cementos fueron unos de los primeros materiales que se utilizaron en Odontología, no como cementos sino como material de restauración directa de color semejante al diente. [7] Fueron introducidos alrededor de 1903 para obturaciones anteriores. [10]

En términos de composición han cambiado poco desde entonces aunque sus propiedades dejen mucho que desear, ya que presentan dos ventajas principales junto a un número importante de desventajas. [8,7]

Sin embargo poseen determinadas características que han sido aprovechadas en la síntesis de nuevos materiales como los Ionómeros de vidrio. [1]

La durabilidad de la restauración del silicato depende sobre todo del cuidado en el manejo del material y en la higiene oral del paciente. [8]

La aparición de las resina compuestas ha dejado obsoleto este grupo de cementos y hoy en día se utilizan solo ocasionalmente para obturar las aberturas camerales en la endodoncia de los dientes anteriores. [1,7]

COMPOSICION:

Los cementos de silicato se distribuyen en el mercado en forma de polvo y líquido. Todas las propiedades

deseables de los silicatos derivan del contenido del polvo, mientras que todas sus propiedades indeseables provienen de la composición del líquido. [7]

• Polvo:

Es una cerámica del polvo fino que esencialmente es vidrio soluble en ácido.

Los polvos de cemento de silicato están formados ante todo de sílice (Si O_2) casi en 40%, alúmina (Al_2O_3) alrededor de 30% y ya sea fluoruro de sodio (NaF), fluoruro de calcio (CaF_2) o criolita ($\text{Na}_3 \text{Al F}_6$) (19%) o combinaciones de ellos. También pueden contener fosfato de calcio como el $\text{Ca} (\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$, o algunas veces cal (CaO). Es indudable que en las diferentes marcas hay variaciones en las cantidades exactas de los principales ingredientes y en la proporción de los componentes complementarios. [6]

Los ingredientes se funden a unos 1400°C (2550°F). Los fluoruros funden a una temperatura inferior a la de los otros ingredientes y actúan como sustancias fusionantes.

Mientras la masa está fundida, se la sumerge en el agua, proceso conocido como fritado. El enfriamiento brusco produce requiebrajamiento y agrietamiento que facilita la ulterior obtención del polvo. [6]

• Líquido:

El líquido es una solución acuo-

sa de ácido fosfórico a una concentración aproximada del 50%. Se añaden fosfatos solubles como el fosfato de zinc o el fosfato de aluminio para estabilizar el pH del líquido contra los efectos de pequeños cambios de concentración, debidos a la evaporación o condensación del agua, y para producir un material de características de fraguado controlables y predecibles. [8]

La concentración del líquido tiene un efecto notable sobre las propiedades del cemento y por ello, no debe dejarse expuesto al aire de la atmósfera para que no absorba ni pierda agua. [9]

REACCION DE FRAGUADO.

La reacción química entre el polvo y líquido es esencialmente la de una base (polvo) y un ácido (líquido). Al mezclar polvo y líquido, los iones hidrógeno del ácido fosfórico atacan a l vidrio y desplazan los iones Al_3^+ . Otros iones (Ca_2^+ , Na^+) también son desplazados junto con los iones fluoruro. (El silicio no se elimina ni el fosfato se transfiere al vidrio). Los iones desplazados se colectan en la fase semilíquida, junto con el fosfato y otros iones metálicos contenidos en el cemento líquido. Al elevarse el pH de la fase líquida, los iones de metal se precipitan como fosfatos y fluoruros.

El componente principal de la matriz es un fosfato de aluminio hidratado. La estructura de la matriz primaria es amorfa y presenta algunos cristales de $Al_2(OH)_3PO_4$. El fluoruro de calcio también se presenta en la matriz. La

capa superficial de las partículas de polvo, de las cuales se han extraído la mayor parte de los iones de metal y fluoruro, permanecen como un gel hidratado de aluminosilicato. El gel hidratado silicio se une al centro del vidrio mediante enlaces Si-O-Al y a la matriz de fosfato de aluminio hidratado mediante moléculas de agua con enlaces de hidrógeno (el agua es esencial para esta formación de cemento).

En consecuencia, el cemento fraguado es en esencia un material compuesto por un agregado de partículas unidas en una matriz continua.

La proporción del gel, a las partículas no disueltas depende de la cantidad de polvo incorporada al líquido durante la mezcla. Por lo general, para obtener mayor resistencia e insolubilidad, es aconsejable incorporar la mayor cantidad posible de polvo. [6]

CARACTERISTICAS DE FRAGUADO.

La reacción de fraguado es bastante lenta y prolongada. El endurecimiento inicial comienza a los pocos minutos, pero el fraguado completo no se alcanza hasta pasadas varias horas. Durante las fases iniciales del fraguado, el material es muy sensible a la contaminación por la humedad, lo que produce una reducción de la resistencia y un aumento de la solubilidad. En consecuencia, para conseguir una durabilidad óptima es necesario colocar el material de obturación en condiciones de sequedad y protegerlo de la humedad hasta que haya fraguado por completo. Esto se consigue revistiendo la superficie con una capa de barniz

que lo protege durante una hora aproximadamente. El barniz es una solución de resina en un solvente volátil como el éter. El solvente se evapora dejando una fina capa de resina sobre la superficie.

Después del fraguado la superficie del material no debe dejarse secar, dado que si seca demasiado pronto, queda opaca y se fragmenta. Esto puede ser un problema de restauraciones anteriores en pacientes que respiran por la boca, en los que no se recomiendan los materiales de silicato. [8]

PROPIEDADES.

• Propiedades Térmicas:

Las propiedades térmicas de los materiales de silicatos son mas similares a las de la sustancia dental que las de cualquier otro material de restauración. Así, los silicatos son buenos aislantes térmicos y se expanden y contraen aproximadamente a la misma tasa que la sustancia dental. [8]

• Propiedades anticariogénicas:

Una ventaja significativa de los silicatos es la liberación lenta de fluoruros en la sustancia dental circundante. El fluoruro es capaz de sustituir los grupos hidroxilo de la apatita, produciendo una estructura mas resistente al ácido, y es raro encontrar caries secundarias en la proximidad de las obturaciones con silicatos. Este comportamiento es algo sorprendente cuando se examina la gran filtración que ocurre en los bordes de la restauración de sili-

cato e incluso a través de ella. [8,6]

• Erosión:

El mayor inconveniente de los silicatos es su potencial de erosión. Se erosiona muy lentamente a pH neutro, pero son mucho menos estables si el pH cae muy por debajo de 5. Las restauraciones hechas con una elevada relación polvo / líquido son menos susceptibles a la erosión que las hechas con una relación menor. Las obturaciones de silicato se erosionan con bastante rapidez en pacientes que consumen grandes cantidades de zumos de frutas. [8]

• Acidez:

El pH de los líquidos del cemento de silicato varía entre 0.5 y 1.0. La acidez del cemento de silicato es de pH 2.8 cuando se le pone en contacto con el diente y aumenta a solo 5.2 al cabo de 28 días.

Hay que prestar atención a la naturaleza ácida de los silicatos en el momento de la colocación. Debe protegerse la pulpa de los posibles efectos perjudiciales de un material tan ácido, utilizando una base cavitaria. Esta protección puede obtenerse mediante una capa de cemento de óxido de zinc y eugenol o de hidróxido de calcio colocada sobre la pulpa. [8]

La reacción de la pulpa suele ser irreversible y mas intensa que la provocada por los cementos de fosfato de zinc. [6]

• **Adherencia:**

Al igual que otros muchos materiales de obturación, los silicatos no se adhieren al tejido dental. Se retienen mecánicamente preparando zonas retentivas cavitarias, a menudo a expensas de tejido dental sano. [8]

• **Estabilidad dimensional:**

Desde el punto de vista del cambio dimensional térmico, la restauración de cemento de silicato es excelente. El coeficiente de expansión térmica del diente humano es de aproximadamente 11.4×10^{-6} por grado centígrado, según la zona medida. El cemento de silicato presenta casi el mismo valor, 7.6×10^{-6} por grado centígrado. Así, los cambios térmicos incluso intensos ejercen poco efecto en la diferencia de estabilidad dimensional entre la restauración y el diente.

• **Resistencia:**

Por lo general, la resistencia final del cemento de silicato se mide bajo compresión. Según la especificación num. 9 de la Asociación Dental Americana, la resistencia a la compresión de un cemento de silicato 24 horas después de la mezcla no debe ser inferior a 1700 kg/cm^2 . Aunque la resistencia de estos cementos es mayor que la de cualquier otro, son los materiales de restauración más débiles, con excepción de las resinas acrílicas.

Dentro de límites prácticos, cuanto más polvo se incorpore a una cantidad determinada de líquido, tanto mayor es la resistencia a la compresión.

Otra propiedad del cemento afectada por la relación polvo / líquido es la resistencia a la abrasión. Las mezclas más espesas de cemento de silicato son más resistentes a la abrasión que las mezclas fluidas.

• **Dureza:**

La dureza superficial de los cementos de silicato varía entre los números de dureza Knoop 65 y 80. Este valor de la dureza superficial es esencialmente el mismo que el de la dentina dentaria humana. La dureza superficial del cemento de silicato es apreciablemente mayor que la de cualquiera de los otros cementos. [6]

DOSIFICACION Y MEZCLA.

Es importante establecer una correcta relación polvo / líquido cuando se utiliza el material. El uso de un exceso de polvo puede dificultar la mezcla y producir un material demasiado seco y friable para insertarlo en una cavidad. El uso de un exceso de líquido, por otra parte, produce una mezcla fluida con un valor de pH muy bajo y un tiempo de fraguado prolongado, que da lugar a un material de fraguado muy soluble y débil. La relación correcta polvo / líquido en materiales mezclados a mano es de alrededor de 4:1 (peso / vol). [8]

Para obtener las propiedades óptimas del material restaurador de silicato, es importante tener en cuenta dos cosas en el procedimiento del mezclado: el material debería ser mezclado lo más rápidamente y lo más espeso que sea posible.

• **Mezclado a mano:**

1.- Usar una loseta de vidrio grueso; esta deberá estar fría para permitir que se pueda añadir mas polvo a una cantidad dada del líquido, en el límite de tiempo disponible.

2.- No deberá usarse las espátulas de acero, ya que están expuestas a ser erosionadas por el polvo del silicato y producen la decoloración del material. Generalmente se utilizan las espátulas de ágata o de cobalto - cromo (estelita) , aunque también hay espátulas de plástico.

3.- Es importante una relación correcta polvo / líquido. Una mezcla demasiado espesa producirá una masa desmenuzable, ya que el líquido no habrá humedecido todas las partículas del polvo. Una mezcla que tenga mucho líquido tendrá un tiempo de fraguado largo y un pH bajo y producirá un material fraguado mas frágil, mas soluble y mas propenso a mancharse.

4.- El polvo debe incorporarse al líquido tan rápidamente como sea posible y debe completarse la mezcla en un minuto. Lo más usual es añadir al líquido, inicialmente, la mitad de la totalidad del polvo, y el resto en pequeñas cantidades mientras se realiza la mezcla. El polvo se mezcla bien en el líquido con la espátula para asegurarse de que todas las partículas del polvo quedan bien humedecidas. La mezcla debe tener una consistencia de masilla.

• **Mezclado mecánico:**

Las cantidades de polvo y líquido medidas pueden mezclarse mecánicamente en una cápsula de plástico. Muchos materiales se suministran en cápsulas que contienen ambos, el polvo y el líquido en cantidades preproporcionadas; el líquido esta sellado en una sección de la cápsula. Antes del mezclado se rompe el sello presionando la cápsula.

Las ventajas de este sistema son:

1.- El material no se toca hasta después de la mezcla, por lo que hay menos posibilidades de contaminación .

2.- Se obtiene una relación correcta polvo / líquido .

3.-Se puede lograr una mezcla rápida en, por ejemplo, de 10 a 15 segundos.

4.- La mezcla mecánica ocasiona la formación de calor; esto acelera el fraguado y puede reducir el tiempo de trabajo. (10)

INSERCIÓN Y TERMINADO.

Es esencial mantener un campo seco durante la colocación de la obturación, dado que la contaminación por humedad en esta fase tiene efectos drásticos sobre las propiedades del material. Las técnicas utilizadas para conseguir un campo seco pueden variar según el paciente y la localización del diente. Los mejores resultados se

obtienen cuando el diente se aísla con un dique de goma. [8]

El material mezclado debe insertarse en la cavidad en una porción. Si se coloca en pequeñas porciones, no se realizara una unión completa entre las porciones y el material fraguado puede ser frágil. Inmediatamente después de rellenar la cavidad, la superficie se cubre con una tira de acetato de celulosa o celuloide. Se debe tener cuidado para evitar el movimiento de esta tira hasta que el material haya fraguado; de otra manera la formación de la estructura del gel se romperá y la restauración quedara debilitada. El acetato de celulosa o celuloide deja una superficie tersa en la restauración; idealmente, no debería realizarse un pulido, pues no produce una superficie tan buena. [10]

Después del fraguado, se retira la matriz y la superficie glaseada del material fraguado se cubre con una capa de barníz. Esto protege el material de la contaminación por humedad hasta bien avanzado el fraguado. La superficie de la restauración no debería ser modificada por el operador. Si no se pudo evitar el acabado y pulido, este proceso debe retrasarse por lo menos 24 horas después de colocar la obturación. [8]

■ RESINAS COMPUESTAS.

El nombre genérico de plásticos corresponde a un grupo de sustancias naturales o sintéticas, que provienen de la gran química del carbono, o coloides orgánicos que dentro del grupo de los sintéticos ha revolucionado la industria a tal punto, que podría decirse que vivimos en "la era de los plásticos". Efectivamente, el descubrimiento de los polímeros a partir de determinadas reacciones orgánicas ha substituido en gran parte a los metales.

En el campo de la odontología, la influencia no se ha dejado esperar, y las denominadas resinas compuestas conforman un grupo de biomateriales de extensa aplicación en múltiples casos tanto en el campo de la Odontología Operatoria, en Ortodoncia, Prótesis y recientemente en una nueva especialidad denominada Odontología Plástica, Cosmética o Estética. [1]

Los sistemas de resinas son los que mas se utilizan en las restauraciones anteriores estéticas o de color del diente. Durante años se han ido mejorando las propiedades físicas de las resinas y en el momento presente son de hecho los materiales de mayor difusión entre los materiales estéticos. Las resinas se clasifican generalmente por el tipo de relleno que llevan, ya que la mayoría usan una matriz de resina similar. [7]

Una resina compuesta para restauración es un material que consiste principalmente en materia inorgánica de relleno, ligada a una matriz

de resina orgánica. Es un material restaurador constituido por resina compuesta, la matriz es un dimetilmetacrilato de glicidilo (BIS-GMA), resina desarrollada por Bowen en 1962 y el relleno es por lo general un material de vidrio, cuarzo o cerámica. [9,11]

FORMULACION:

Las fórmulas de resinas compuestas poseen 3 componentes fundamentales:

- a) La matriz orgánica de resinas.
- b) El refuerzo inorgánico.
- c) El puente de unión entre las fracciones orgánica-inorgánica.

• Matriz orgánica:

La molécula de Bowen para su resina compuesta es de naturaleza híbrida acrílica-epóxica, en donde los grupos reactivos epóxicos (oxirianos) terminales se reemplazan por grupos metacrílicos, molécula conocida como BIS-GMA.

• El refuerzo:

La fase inorgánica adicionada a la matriz de polímeros, permitirá en alta concentración aumentar las características de resistencia compresiva, tensional, aumento de la dureza y resistencia a la abrasión, disminución del coeficiente de expansión térmica, así como la de la contracción volumétrica y polimerización.

De acuerdo con los sistemas de resinas el refuerzo inorgánico puede oscilar entre un 50% hasta un 84% .

Dentro de los materiales usados como refuerzo podemos mencionar: cuarzo fundido, vidrio de aluminio-silicato, vidrio de boro-silicato, silicatos de litio y aluminio, fluoruros de Ca., vidrio estroncio, vidrio de Zn.

• Agente de unión:

Para que una sustancia utilizada como refuerzo, actúe como tal, es necesario que dicho refuerzo tenga unión química a la sustancia a la cual va a reforzar. Para facilitar la unión entre dos fases completamente diferentes químicamente, la orgánica o de polímeros y el refuerzo inorgánico se utilizan los agentes de unión. Esta unión debe ser fuerte, de lo contrario se producirá el desprendimiento de las partículas de vidrio y la penetración de humedad en la interfaz.

El agente de unión mas efectivo y de uso actual es el metacril-oxi-propil-trimetoxi-silano. [1]

SISTEMA DE POLIMERIZACION:

En la polimerización, un acelerador activa a un catalizador mientras las dos pastas son mezcladas, haciendo que se formen radicales libres. Temporalmente se impide que estos radicales reaccionen con las moléculas del BIS-GMA añadiendo a la pasta, simultáneamente con el catalizador, inhibidores que reaccionan primero en los radicales. Esto permite el tiempo de trabajo para que las dos pastas se mezclen. Cundo los inhibidores son consumidos, entonces los radicales libres del catalizador reaccionan con la

resina BIS-GMA y con el recubrimiento de vinilo de las partículas de relleno. Comienzan los enlaces cruzados entre las cadenas.

Esto se conoce como tiempo de gelación y es más bien crítico. La alteración del compuesto durante esta fase interrumpe la formación de los enlaces cruzados y produce una restauración de calidad inferior. La reacción prosigue a través de un tiempo de endurecimiento, durante el cual las partículas de relleno y las moléculas de resina se unen en un sistema único de numerosos enlaces cruzados. [12]

La polimerización también se puede activar mediante luz ultravioleta o luz visible. Los materiales activados con luz ultravioleta contienen un absorbedor que activa la polimerización y permite que esta ocurra de 30 a 60 segundos cuando hay una fuente de luz intensa. Si esta presente una amina orgánica adecuada, los materiales activados con luz visible poseen una dicetona que absorbe la luz azul e inicia la reacción de polimerización. La polimerización se efectúa otra vez de 30 a 60 segundos. [11]

CLASIFICACION:

La clasificación de las resinas compuestas puede hacerse de varias formas:

Por la época de aparición, la cual indica, además, los avances respectivos particularmente en las clases de refuerzos utilizados. De acuerdo con esta clasificación tenemos en este

momento cinco generaciones de resinas compuestas.

• Clasificación cronológica.

Primera generación:

Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizan por una fase orgánica compuesta por BIS-GMA (fórmula de Bowen) y un refuerzo en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Este refuerzo de tamaño de partícula grande: macropartícula de 8 - 10 micrones. En la actualidad no contamos con productos comerciales de esta generación.

Segunda generación:

La fase orgánica o de polímero se aumenta al 50% o 60%, el porcentaje de refuerzo de vidrio decrece en forma proporcional. Es la generación de las resinas de micropartícula.

Tercera generación:

Corresponde a la de los híbridos, en donde se involucran en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula micro y partícula pequeña.

Cuarta generación:

Corresponde al grupo de resinas compuestas más novedosas, las cuales vienen con alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores.

Quinta generación:

Resina compuestas para posteriores. Técnica indirecta procesada con calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión.

Una segunda forma de clasificar las resinas compuestas, puede ser, por la forma en que se efectúa la polimerización.

I.- Resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos: polimerización química.

II.- Resinas compuestas que requieren una energía radiante: luz ultravioleta, o luz visible: resinas de fotocurado.

Una tercera forma de clasificación sería el de su composición polimérica:

- Resinas compuestas de BIS-GMA.
- Resinas compuestas de BIS-GMA modificadas.
- Resinas compuestas de uretanos - diacrilatos.
- Resinas compuestas de cianacrilatos. [1]

PRESENTACION:

Las resinas compuestas se expenden en varias presentaciones: de dos pastas: polvo - líquido; en cápsulas; y una sola pasta en una jeringa que se activa mediante la luz ultravioleta o luz visible.

• Sistemas de dos pastas:

Aunque cada pasta contiene el dimetacrilato y el relleno, una contiene el iniciador de peróxido orgánico llamado catalizador, y la otra el acelerador de amina orgánica. El material se pigmenta para proporcionar un tono universal que igualara la coloración dental de la mayoría de los pacientes. Los fabricantes proporcionen diversos tonos adicionales o tintes que se pueden mezclar con el tono universal para proporcionar un tono igual al de los otros pacientes.

• Sistema polvo - líquido:

Este sistema se utiliza cuando el material se surte en cápsulas comerciales. El polvo es el principal relleno (pero puede ser en parte polímero) y se encuentra en el cuerpo de la cápsula, el dimetacrilato líquido esta en una membrana sellada en la punta. Justo antes del mezclado, la membrana se rompe por la compresión del embolo de la cápsula, lo cual fuerza a líquido dentro del cuerpo de la misma. La cápsula se coloca en un mezclador mecánico, como el amalgamador . Las cápsulas se surten en diversas tonalidades.

• Sistemas de una sola pasta:

Todos los componentes de este sistema son mezclados por el fabricante y se surten en diversos tonos en jeringas disponibles. Las jeringas son de plástico color oscuro que bloquean la luz ultravioleta o la luz visible proporcionando un adecuado almacenamiento. [1]

PROPIEDADES:

Las propiedades de las resinas compuestas comerciales varían en cierto grado de un producto a otro. Estas variaciones se deben fundamentalmente a las diferencias en el tipo y la concentración de los rellenos empleados. [6]

El efecto de añadir relleno es reducir la contracción de la polimerización, la ductilidad y el desgaste abrasivo. Además el relleno aumenta la conductividad térmica, la dureza y la fuerza de unión al esmalte grabado con ácido. [11]

Ni los acrílicos sin relleno ni las resinas compuestas de microrelleno son radiopacas, ya que el primero no contiene relleno y el último esta relleno con sílice coloidal. Las resinas compuestas convencionales pueden ser radiopacas si usan vidrios de metales pesados como rellenos, pero no lo son si se usa cuarzo; además al mezclarse pueden ser radiopacas si hay suficiente vidrio de metal pesado como silicato de bario.

El coeficiente lineal de expansión térmica es el mas bajo para las resinas compuestas convencionales, le siguen las resinas compuestas de microrelleno y los acrílicos sin relleno. Los valores para las resinas compuestas mezcladas son ligeramente menores ($60 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) que para los materiales de microrrelleno. El valor correspondiente para la porción coronal de los dientes es alrededor de

($11 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$). De este modo, en ausencia de adhesión química de resinas compuestas a los dientes, se esperaría penetración marginal de la saliva cuando ocurren cambios de temperatura en la boca y sería menor con las resinas compuestas convencionales, seguidas por las resinas compuestas de microrelleno y los acrílicos sin relleno. La penetración marginal se controla mediante grabado con ácido del esmalte, penetración de la resina compuesta dentro de las rugosidades formadas y diseño adecuado de la cavidad.

Las resistencias a la compresión del esmalte y la dentina son alrededor de 60,000 y 40,000 psi, las resistencias a la tracción son de 1 500 y 7 500 psi, y los valores del modulo elástico son de 2.7×10^6 y 12×10^6 psi. De este modo las resinas compuestas convencionales tienen una resistencia a la compresión mas baja, una resistencia a la tracción mas alta y un módulo elástico mas bajo (rigidez) que el esmalte natural. [11]

• Reacción Pulpar.

Las características irritantes de las resinas compuestas son comparables a las de las resinas acrílicas comunes. [6]

Las resinas acrílicas poseen un potencial irritante sobre el complejo dentino pulpar. Como parte integrante de la molécula BIS-GMA, molécula híbrida acrílico-epóxica, se debe tener en cuenta, el requerimiento de proteger la dentina expuesta mediante el uso de un cemento o base intermedia. [11]

TECNICA DE PREPARACION.

Las resinas compuestas para obturación directa se expenden en diversas formas, como sucede con todos los materiales dentales, hay que mezclarlos siguiendo las instrucciones del fabricante. Hay algunas reglas generales comunes a todos los materiales.

Los rellenos de las resinas compuestas son muy abrasivos y desgastan los instrumentos metálicos que se utilizan para mezclar. Las partículas de metal que son desprendidas por desgaste de los instrumentos quedan incorporadas a la mezcla de resina y modifican el color del material. Por ello, hay que usar espátulas de plástico o madera.

Las resinas se polimerizan con rapidez; por lo tanto, el tiempo de trabajo es muy corto. Por esta razón, se las debe mezclar rápidamente y completar la mezcla en 30 segundos.

La técnica de colocación es similar a la de ataque en masa o técnica de compresión descrita para las resinas acrílicas. Inmediatamente de mezclado, se lleva el material a la boca con instrumentos con puntas de plástico y se le introduce con cierta presión dentro de la cavidad. Se repite lo mismo hasta llenar la cavidad.

La presencia de burbujas es un problema mas serio en las restauraciones de resina compuesta. El material es relativamente viscoso y no fluye con facilidad. Por ello, tiende a "hacer puente" y atrapa aire. Las bur-

bujas que se forman en el interior del cuerpo de la restauración reducen la resistencia y estropean la estética.

Se consigue el contorno adecuado de la obturación colocando una matriz preparada; se sostiene la resina con la matriz hasta que endurezca. Estas resinas son sensibles al oxígeno, y por ello hay que proteger la superficie hasta que la resina se polimerice, la matriz proporciona esta protección. [6]

■ IONÓMERO DE VIDRIO.

ANTECEDENTES:

Los cementos de ionómero de vidrio son los materiales que se incorporaron más recientemente a la amplia variedad de cementos. Fueron desarrollados en Inglaterra por Wilson y Kent (1971). Se han utilizado en Europa desde 1975, como restauradores de tipo II. En 1977 fueron introducidos en los Estados Unidos. [9,14,7]

Estos cementos están relacionados con los cementos dentales de silicato y policarboxilato y combinan ciertas propiedades de ambos. Los rellenos que se utilizan en los ionómeros de vidrio actuales son descendientes de los primitivos cementos de silicato. Sus características mejoradas en comparación con los cementos de policarboxilato, han desplazado a estos últimos. [10,7,1]

El primer ionómero de vidrio fue manufacturado por De Trey, con el nombre comercial de ASPA, abreviatura

de Aluminio - Silicate - Poly Acrylate (poliacrilato de aluminosilicato). Se trataba de un material opaco y poco estético. El primer ionómero de vidrio restaurador estéticamente aceptable fue comercializado por la G-C International (en Japón), como Fugi II, que presentaba una mejora en las propiedades físicas sobre los materiales precedentes. [7]

COMPOSICION:

El polvo es un vidrio de aluminosilicato preparado con fundentes fluorados. Esta formado ante todo de sílice (SiO_2) casi en un 40%, alumina (Al_2O_3) alrededor de 30% y ya sea fluoruro de sodio (NaF), fluoruro de calcio (café) o criolita (Na_3AlF_6) 19% o combinaciones de ellos. [6]

La preparación del polvo de ionómero de vidrio se lleva a cabo calentando partículas de cuarzo, aluminio, fluoruros metálicos y fosfatos metálicos; hasta fundirse en una masa única de consistencia líquida que se enfría bruscamente, con lo que se obtiene un vidrio de color blanco lechoso que luego es triturado hasta obtener un polvo muy fino. El tamaño medio de la partícula de vidrio es de 40 μm para los ionómeros de restauración y 25 μm para los ionómeros de cementado. Los ingredientes se funden a unos 1400° C (2550° F) se enfrían bruscamente y se pulveriza finamente. El polvo resultante es un vidrio de aluminosilicato tetraédrico SiO_4AlO_4 . [7,1]

El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico (alrededor de

50% en peso), copolímeros, ácido itacónico y ácido tartárico.

El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido poliacrílico y lo hace más resistente a la gelación. El ácido tartárico mejora las características de trabajo y fraguado. [6]

El líquido tiene la capacidad de formar enlaces hidrógeno con el colágeno y los componentes inorgánicos de la estructura dental, principalmente con el calcio. Esta quelación proporciona un enlace químico entre el material de restauración y la estructura dental, por lo tanto, la retención mecánica es menos importante. [7]

De acuerdo con Wilson y Kent su composición es:

POLVO:	LIQUIDO:
$\text{SiO} - 29\%$	Acido Poliacrílico 47.5%
$\text{Al}_2\text{O}_3 - 16.6\%$	Acido Itacónico.
$\text{CaF}_2 - 34.3\%$	Acido Tartárico.
	Agua.

PEQUEÑAS CANTIDADES:
AlF_3
NaF_3
AlPO_4

REACCION:

La reacción de fraguado de los ionómeros de vidrio es similar a la de

los silicatos. En los ionómeros de vidrio, el polvo de silicato actúa como la base y reacciona con los poliácridicos. [6,7]

Cuando se mezclan el polvo y el líquido se liberan iones de: Al, Ca y Na.

Como consecuencia se forma inmediatamente una sal hidrogel que envuelve el relleno de vidrio con la matriz de poliácido que ya a reaccionado y hace que el ionómero adquiera rigidez. Tras este proceso, los iones de aluminio y calcio que se encuentran en la superficie del relleno de vidrio reaccionan con el poliácido del hidrogel para formar poliácilato de aluminio y calcio. [7]

El cemento fraguado consta de una aglomeración de partículas de polvo sin reaccionar rodeadas por un gel de sílice, el cual se mantiene unido en una matriz amorfa de calcio hidratado y polisales de aluminio.

Los ionómeros de vidrio llevan a cabo una especial y prolongada reacción de endurecimiento. El aspecto más importante de esta reacción es su estado inicial hidrofílico que dura alrededor de una hora; durante este tiempo, es extremadamente susceptible a ser contaminado por la humedad o deshidratado si es expuesto al aire. [6]

PROPIEDADES:

Los ionómeros de vidrio cumplen con un gran número de propiedades deseables para un cemento ideal:

• BIOCOMPATIBILIDAD:

Los ionómeros de vidrio manifiestan una excelente biocompatibilidad con el complejo dentino-pulpar; esta propiedad ha sido estudiada y comprobada por numerosos autores. Dichos autores mencionan como el ácido poliácridico es de naturaleza menos ácida e irritante que el ácido fosfórico. En igual forma las moléculas de ácido poliácridico son de tamaño grande y difícilmente pueden penetrar en los tubulos dentinales, como si lo hace la pequeña molécula de ácido fosfórico. [1]

La reacción pulpar es similar a la de los cementos de óxido de zinc y carboxilato; y leve en comparación con la de los cementos de silicato. [1]

Ninguna base es requerida debajo de los ionómeros de vidrio en cuanto preparaciones profundas o en casos en donde esté habiendo cambio de dentina reparadora, como es el caso de erosiones cervicales de largo tiempo. En otros casos los ionómeros de vidrio deberán ser usados en conjunción con una base de hidróxido de calcio y no deben ser usados si se sospecha de una pulpitis. [14]

• ADHESION A LOS TEJIDOS DENTARIOS:

El cemento de ionómero de vidrio recibe el reconocimiento como primer material restaurativo que se adhiere químicamente al esmalte, cemento y dentina, gracias a los grupos carboxilo COOH y puente de hidrógeno.

Esta adhesividad química a la estructura dentinaria no solamente elimina la necesidad de preparación

cavitaria; sino que también nos da un mejor sellado en el área marginal cervical. [1]

• EFECTO ANTICARIOGENICO:

Se ha comprobado que los ionómeros de vidrio restauradores desprenden flúor, por intercambio iónico, durante períodos de tiempo superiores a un año. De este modo los ionómeros de vidrio son los materiales de restauración mas cariostáticos en la actualidad. [7]

• RESISTENCIA A LA FRACTURA:

En este momento, la resistencia física del material es suficiente para soportar fuerzas oclusales moderadas, siempre que este bien rodeado por estructura dental circundante. No esta recomendado para reconstruir cúspides o crestas marginales a cualquier nivel, particularmente en el paciente predispuesto a tensiones oclusales fuertes. [13]

Los ionómeros de vidrio, además, presentan baja resistencia a las fuerzas de tracción, pobre resistencia en los márgenes y baja resistencia también a las fuerzas de compresión. El resultado de todo esto es que su resistencia al desgaste en los contactos oclusales es bastante pobre. [7]

• RESISTENCIA A LA ABRASION:

Los estudios sugieren que un cemento de ionómero de vidrio bien colocado soportara abrasiones intensas mejor que la estructura dental remanente,

Tiempo de Fraguado (min.)	4 - 5
Resistencia a la Compresión	(24 hrs. (MPa) 140 (psi) 20 000
Resistencia a la tracción diametral	(24 hrs.) (MPa) 2.7 (psi) 400
Dureza	(KHN) 60
Solubilidad - 24 hrs. en H ₂ O (%)	0.4
Respuesta Pulpar	Moderada
Anticariogena	Probable

siempre que la proporción polvo/líquido sea lo bastante alta. [13]

CLASIFICACION DE LOS CEMENTOS IONOMERO DE VIDRIO.

Los ionómeros de vidrio reciben este nombre por el hecho de que forman enlaces iónicos con el vidrio.

• TIPO I: Se utilizan como materiales de cementado de toda clase de restauraciones elaboradas fuera de la boca: coronas, incrustaciones, prótesis, coronas prefabricadas para odontopediatría. [1]

La característica mas importante como medio cementante es el grosor de su capa, y cumplen con las especificaciones de la ADA cuando se les utiliza en las proporciones recomendadas por los fabricantes.

En comparación con los cementos de fosfato de zinc, que son mas populares, los ionómeros de vidrio tienen similares propiedades de escurrimiento y espesor y poseen mayor fuerza a la compresión y a la presión. [14]

• **TIPO II:**

Se propone como material de restauración estético.

Esta indicado en restauraciones para clase III en la superficie proximal de dientes anteriores y clase V para restauraciones en tercio cervical. [1]

La diferencia principal entre un ionómero de vidrio para cementado y un ionómero de vidrio restaurador es que en el tipo II encontramos:

- a) Estéticos con diferentes tonalidades.
- b) Reforzados (incluyen a los nuevos cementos con plata).

Estos cementos tipo II forman un grosor de película mucho mayor y presentan mayor carga de relleno. Los materiales estéticos del tipo II pueden ser también empleados como bases cavitarias cuando se inserta un compuesto u otra resina.

Además se encuentran otras presentaciones en el mercado, las cuales no están contempladas en estos dos tipos.

PROPUESTAS PARA USO CLINICO.

- 1.- Restauración de lesiones de erosión / abrasión sin preparación cavitaria.
- 2.- Sellado y obturación de fosas y fisuras oclusales.
- 3.- Restauración de dientes temporales.

4.- Restauración de lesiones de caries clases III y V.

5.- Reparación de márgenes defectuosos.

6.- Preparaciones cavitarias mínimas proximales, vestibulares, linguales y oclusales.

7.- Reconstrucción de muñones.

8.- Restauraciones provisionarias cuando se contempla la indicación de coronas veneer.

9.- Sellado de superficies radiculares.

10.- Recubrimiento de todo tipo de cavidades cuando se requiere un sellado biológico y acción cariostática.

11- Reemplazo de dentina cariada para la adhesión de resinas reforzadas, empleando la técnica de grabado ácido.

1.2- Cementado de coronas e incrustaciones, particularmente en pacientes con alta incidencia de caries. [15]

Método para la preparación de muestras de la prueba piloto:

Una vez seleccionados los 42 dientes permanentes recién extraídos, sin caries, con restauraciones o caries pequeñas; se les preparo una cavidad clase V con fresa de bola de diamante para abrir la cavidad y después se utilizó una fresa de pera de el no.330 para terminar de conformar la cavidad.

Antes de preparar las cavidades se dejaron limpias las coronas y raíces de los dientes.

Las cavidades fueron preparadas en las caras vestibulares a 2 mm. de la línea cervical y miden aproximadamente 4 mm. mesio-distalmente, 2.5 mm. cérvico-incisal y 2.15 mm. de profundidad dada por la punta de trabajo de la fresa 330. (Fotografías No. 9 y 17).

Se utilizó la pieza de mano de alta velocidad con sistema de enfriamiento por agua para evitar un sobrecalentamiento en los dientes o una deshidratación que pudiera alterar los resultados.

Las cavidades se prepararon un día antes de ser obturados y se utilizo un juego diferente de fresas por cada 8 dientes.

Para la obturación de las cavidades se utiliza-

ron 3 diferentes materiales: ionómero de vidrio, resina y cemento de silicato. Cada material se empleó siguiendo las instrucciones del fabricante. (Fotografía No.10).

Se formaron 4 grupos de dientes escogidos al azar, 3 grupos fueron termociclados en el aparato desarrollado y 1 grupo fue para establecer una comparación entre los dientes termociclados y los no termociclados.

El primer grupo fue formado por 7 dientes de los cuales, 3 se obturaron con cemento de silicato, 2 con resina y 2 con ionómero de vidrio. El segundo grupo fue formado por 8 dientes de los cuales, 2 se obturaron con cemento de silicato, 3 con resina y 3 con ionómero de vidrio. El tercer grupo fue formado por 15 dientes de los cuales 5 fueron obturados con cemento de silicato, 5 con resina y 5 con ionómero de vidrio. En total se obtuvieron 10 muestras de cada material.



Fotografía No. 17 : Cavidades clase V.



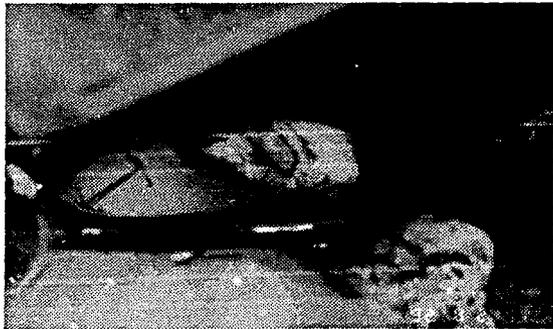
Fotografía No. 18 : Previamente barnizadas las superficies radiculares de los dientes, se introdujeron en azul de metileno al 1 % durante 30 min. para su tinción.

Los tres primeros grupos fueron sometidos al aparato de termociclado durante 500 vueltas recorridas en 8 hrs. 20 minutos. Cada vuelta dura 1 minuto durante el cual, las muestras estuvieron a una temperatura de $62 \pm 2^\circ\text{C}$ durante 25 segundos; 5 segundos a temperatura ambiente, 25 segundos a una temperatura de $2 \pm 2^\circ\text{C}$ y 5 segundos a temperatura ambiente en ese orden.

El cuarto grupo fue formado por 12 dientes; de los cuales, 4 se obturaron con cemento de silicato, 4 con resina y 4 con ionómero de vidrio.

Después de haber termociclado los tres grupos de dientes, se les cubrió las superficies radiculares con es-

malte para uñas una vez seco este, se procedió a colocar las muestras en una



Fotografía No. 19 : Cortadora de muestras realizando su función.

tinción de azul de metileno al 1% durante 30 minutos. Las muestras del cuarto grupo se les aplicó esmalte de uñas en las superficies radiculares y se colocaron en la misma tinción durante el mismo tiempo (Fotografías No.11 y18).

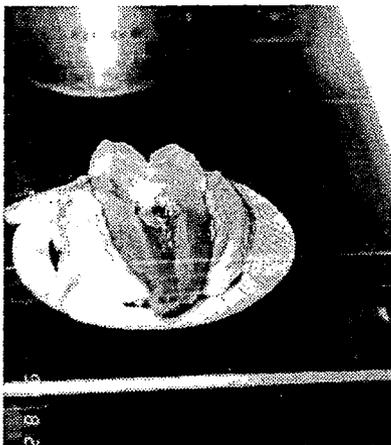


Fotografía No. 20 : Corte realizado en los dientes estudiados.

Una vez teñidas todas las muestras se les hizo un corte longitudinal vestibulo-lingual, pasando por la mitad de las obturaciones (Fotografías No.19 Y 20).

Teniendo los cortes de las muestras se observaron en el microscopio metalográfico y se tomaron fotografías para observar la existencia de cambios que se produjeron en las muestra termocicladas comparándolas con las no termocicladas (Fotografía No. 21).

Cabe señalar que las muestras estuvieron separadas para que no existiera confusión entre las termocicladas y las no termocicladas e incluso no existiera duda entre un material y otro.



Fotografía No. 21 : Una de las muestras siendo observada en el microscopio metalográfico para cuerpos opacos (200 x).

Resultados

El aparato se desarrolló en dos etapas, en la primera se fabricó en su totalidad permitiéndonos iniciar las pruebas requeridas para comprobar su funcionamiento y efectividad.

Tras un periodo de 50 horas de trabajo del aparato de termociclado, nos enfrentamos a los siguientes problemas técnicos:

- Los hielos depositados en la tina de líquidos fríos eran arrastrados hacia un extremo, por el movimiento de los brazos portadores de muestras, provocando obstrucciones y desajustes en el recorrido de estos.
- Al derretirse el hielo depositado en la tina correspondiente aumentaba el volumen del líquido, provocando derramamientos por lo que se hacía necesario vigilar y desalojar el excedente constantemente.
- Para desalojar los líquidos empleados en las tinas del aparato de termociclado se tenía que extraer manualmente con un recipiente y posteriormente cargar el aparato y voltearlo para eliminar en su totalidad los líquidos.
- La carencia de indicaciones en el manejo de los controles provocaron equivocaciones en el funcionamiento correcto del aparato desarrollado. En el sistema de calentamiento se comprobó que este debe funcionar únicamente con líquidos.

La segunda etapa es consecuencia de la necesidad de perfec-

cionar el funcionamiento del aparato desarrollado y corregir las deficiencias a las que hemos hecho alusión. Para este efecto, se colocó un compartimento de acero inoxidable accesorio a la tina de líquidos de baja temperatura, en el se aloja el hielo sin que se produzcan interferencias.

El nivel del agua se resolvió colocando un tubo de acero inoxidable de 1/2 pulgada a la base de las tinas y con la altura requerida para desalojar el líquido excedente. El vaciado del líquido de las tinas se efectúa a expensas de dos llaves de globo.

Además se procedió a rotular todos los elementos que están contenidos en el tablero indicando su nombre y función, y la leyenda:

PRECAUCION: No activar este switch si la tina no contiene líquido.

Con las modificaciones descritas fue posible terminar satisfactoriamente un nuevo periodo de 25 horas con el aparato funcionando y los resultados obtenidos en la valoración piloto pudieron comprobar su efectividad.

Los resultados obtenidos en la valoración piloto fueron verdaderamente satisfactorios ya que el aparato para pruebas de termociclado cumplió con la función de provocar variaciones dimensionales en los diversos materiales sometidos a cambios bruscos de temperatura. También se logró el objetivo de reproducir los cambios térmicos que se presentan en la cavidad oral a entrar en contacto con alimentos fríos y calientes.

Se mantuvo la temperatura de $62 \pm 2^\circ \text{C}$ mediante la resistencia integrada al aparato para calentar líquidos, durante las 500 vueltas recorridas por el aparato en un tiempo de 8:20 hrs. , y la temperatura de $2 \pm 2^\circ \text{C}$ por medio de agua con hielos depositados estos en la tina accesoria, colocados conforme fueron requeridos al irse deritiendo. Esta temperatura también se logró mantener durante las 500 vueltas recorridas por el aparato.

Para comprobar la eficacia del aparato desarrollado, se observaron en el microscopio metalográfico, variantes entre las muestras termocicladas y las muestras que no fueron sometidas a este proceso.

Las alteraciones dimensionales en los materiales termociclados están representados con la presencia de una interface obturación - diente y en consecuencia microfiltración. Estos hallazgos son evidentes de mayor a menor grado en los siguientes materiales empleados para esta prueba piloto:

- a) Resina compuesta autopolimerizable.
- b) Ionómero de vidrio tipo II.
- c) Cemento de silicato.

Por tales motivos podemos asegurar que se abren las posibilidades para desarrollar nuevos proyectos de investigación científica; así mismo el perfeccionamiento de tecnología que permita el mejoramiento del aparato de pruebas de termociclado.

Comentarios

Al no encontrarse documentación o referencias bibliográficas que pudieran servirnos de apoyo y orientación sobre el sistema de funcionamiento y fabricación del aparato para pruebas de termociclado, la realización de este se considera una innovación Tecnológica en México.

Se hace la aclaración que en los artículos y libros consultados se menciona que las muestras fueron sometidas al proceso de termociclaje indicando temperaturas y tiempos; pero nunca se describe la fabricación de un aparato para pruebas de termociclado.

Con los resultados obtenidos se llegó a la conclusión de que el aparato de termociclado es capaz de originar alteraciones dimensionales en las estructuras de los materiales dentales al exponerlos a cambios bruscos de temperatura, haciendo un símil de las temperaturas a las que se exponen los materiales en la cavidad oral.

Por lo tanto, con la ayuda del aparato desarrollado se podrán realizar futuras investigaciones para estudiar los efectos del termociclaje sobre cualquier material en general de una manera más completa, manejando controles de calidad, estableciendo valores y así poder determinar el comportamiento ante cambios térmicos de los materiales motivo de estudio.

El aparato es susceptible a modificaciones de acuerdo a necesidades específicas de tiempos y temperaturas, con pequeñas adaptaciones en los sistemas motoriz y hidrotérmico.

De la misma manera sería conveniente que se le adaptara un contador de ciclos para tener al momento un recuento de ciclos transcurridos sin necesidad de operaciones matemáticas.

Bibliografía

- 1.- Biomateriales Odontológicos de uso Clínico.
Humberto José Guzmán Báez .
Cat Editores.
- 2.- John H. Hembree, Jr., D.D.S.
University of Mississippi.
J. Prosthet Dent 1989
January 1989 Volumen 61
Number 1.
Microfiltración en el margen gingival en dientes con restauraciones de clase II con recubrimiento de Ionómero de Vidrio.
- 3.- Marcio Guelman, C.D., Anna B. Fuks, C.D., Guidoon Holan, D.M.D., R. Grajower, P.H.D.
Julio - Agosto 1989.
Journal of Dentistry for Children.
Filtrado marginal de restauraciones clase II en Ionómero de Vidrio - Plata, con y sin cubierta posterior compuesta: Estudio "in vitro".
- 4.- Franklin García - Godoy, D.D.S., M.S.
Artículo No. 1 de Educación Continua
Volumen V No. 2 Abril 1989.
Microfiltración de las restauraciones preventivas de Vidrio Ionomérico.
- 5.- Michal Staninec, D.D.S. and Masahiro Kawakami, D.D.S.
Department of Restorative Dentistry, University of California at San Francisco and Department of Operative Dentistry, Osaka University Faculty of Dentistry, Osaka, Japan.
M. Staninec, # 1047.
Shear Adhesion, Microleakage Test of a New Dentin Bonding System.
- 6.- La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner.
Dr. Ralph W. Phillips.
Octava Edición.
Interamericana.
- 7.- Odontología Estética.
Selección y Colocación de Materiales.
Harry F. Albers, D.D.S.
Editorial Labor, S.A.
Primera edición Primera reimpresión 1991.
- 8.- Material de Aplicación Dental.
Anderson.
John F. Mc Cabe.
Salvat Editores, S.A.
- 9.- Tecnología y Materiales Dentales.
Jonh Osborne.
H.J. Wilson.
M.A. Mansfield.
Editorial Limusa.
- 10.- Materiales Dentales.
E.C. Combe.
Ed. Labor, S.A.
Primera Edición 1990.
- 11.- Materiales Dentales y su Elección.
William J. O' Brien.
Gunner Ryge.
Ed. Médica Panamericana S.A.
- 12.- Materiales Dentales en Odontología Clínica.
M.H. Reisbick.
Editorial El Manual Moderno, S.A.
de C.V.

- 13.- Atlas Práctico de Cementos de Ionómero de Vidrio.
Guía Clínica.
Graham J. Mount, A.M.
Salvat Editores S.A.
- 14.- Quiroz, Luis.
Práctica Odontológica 9 (1) 1988,
pp. 13-17.
Aplicaciones Clínicas de los Ionómeros de Vidrio.
- 15.- John W. Mc Lean.
R.A.O.A.- Vol. 79 - No. 3 -
Julio/Septiembre 1991 - 157.
Estado Actual y Futuro del Uso Clínico de los Cementos de Ionómero Vitreo.