

No 135

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS PROFESIONALES
ZARAGOZA U.N.A.M.

MANEJO Y CONSIDERACIONES CLINICAS
DE LOS MATERIALES DENTALES.

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A
MARIA DEL PILAR VERONICA RODRIGUEZ DEL POZO

MEXICO, D.F.

1982



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.

I N D I C E

	INTRODUCCION	
	PROTOCOLO DE INVESTIGACION	
I	YESOS DENTALES	1
II	MATERIALES DE IMPRESION	
a.	Hidrocoloides irreversibles	8
b.	Silicones	14
c.	Hule de polisulfuro	20
d.	Poliéteros	29
e.	Pasta zinquenólica	34
III	CEMENTOS, BASES Y BARNICES	
a.	Recubrimientos cavitarios	43
b.	Hidróxido de calcio	45
c.	Cementos de óxido de zinc y eugenol	49
d.	Barnices	56
e.	Cemento de oxifosfato de zinc	63
f.	Cemento de policarboxilato de zinc	74
IV	MATERIALES PARA OBTURACION	
a.	Amalgama	80
b.	Resinas	120
V	RESULTADOS	149
VI	CONCLUSIONES	150
VII	PROPUESTAS Y/O RECOMENDACIONES	150
VIII	BIBLIOGRAFIA	152

FUNDAMENTACION DE LA ELECCION DEL TEMA.

En el transcurso de la práctica odontológica, nos damos cuenta de la falta de conocimiento del uso y manejo adecuado de los materiales dentales, provocando así limitaciones a las técnicas odontológicas y reduciendo por consiguiente la cobertura en los tratamientos realizados.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Actualmente, el odontólogo conoce la manipulación y los aspectos clínicos, así como la elección de los materiales dentales adecuados para las diferentes técnicas operatorias?

OBJETIVOS.

1. Se seleccionarán los materiales dentales más usados en la práctica odontológica.
2. Se describirán las consideraciones físicas de los materiales dentales usados para la toma de impresiones.
3. Se mencionarán las diferentes característi-

cas y su indicación clínica de diferentes tipos de ce
mentos dentales, bases y barnices cavitarios usados -
en la odontología.

4. Se analizará el comportamiento clínico de
los diferentes tipos de amalgama y de resinas.

HIPOTESIS DE TRABAJO.

No es correcta la manipulación de los material
les dentales, así como también la elección de los mis
mos, en relación con las técnicas operatorias, en el
consultorio de práctica profesional.

MATERIAL Y METODO.

- Se utilizará el método de investigación ba-
sado en método científico.

- Elaboración del protocolo de la tesis en ba-
se al trabajo por revisar y que se tramitó posterior-
mente en la coordinación de la carrera.

- Se buscó la bibliografía en relación al te-
ma, con una actualización de tres años a la fecha, en
inglés y en español.

- Se seleccionó la bibliografía para dicha in

investigación.

- Se buscó artículos relacionados con el tema a investigar, en revistas americanas y mexicanas.

- Se seleccionaron dichos artículos.

- Se buscaron artículos en el CENIDS de tres años a la fecha, relacionados con el tema de investigación en inglés.

- Se seleccionaron los artículos por investigar.

- Se efectuó la recopilación de datos, en apoyo al material encontrado.

- Se hizo la redacción de los datos recopilados.

INTRODUCCION

Existen relativamente pocos antecedentes históricos de la ciencia de los materiales dentales, a pesar de que la práctica odontológica se remonta a épocas anteriores a la era cristiana.

Se dice que la odontología moderna comienza en el año de 1728, cuando Fauchard publica un tratado en el cual describe muchos tipos de restauraciones artificiales de marfil. Posteriormente, en 1750, Pfaff describe la técnica para obtener impresiones de la boca en cera. El año de 1792 es una fecha importante, porque en ese tiempo Chamand patenta un proceso de elaboración para dientes de porcelana.

El primer despertar de importancia se produce a mediados del siglo XIX, cuando se da comienzo a los estudios de investigación en amalgama. Por la misma época, se publicaron estudios sobre porcelana y oro en hojas. Estos progresos más bien esporádicos en los conocimientos, culminaron con los brillantes investigaciones de Green Vardimon Black, iniciadas en 1895. Fué el entusiasmo de estos y muchos investigadores lo que incitó a la organización de los primeros cursos sobre materiales dentales en los programas de enseñan

za de las facultades de Odontología en Estados Unidos y otros países.

En otros cursos se estudiaron las propiedades físicas y químicas básicas de los materiales dentales en relación a su aplicación clínica.

El objeto de esta tesis es presentar las propiedades clínicas de los materiales dentales más empleados en el consultorio, fundamentando su manejo en las propiedades físicas y químicas de los mismos, basada en una revisión bibliográfica de los textos y artículos más recientes.

YESOS DENTALES

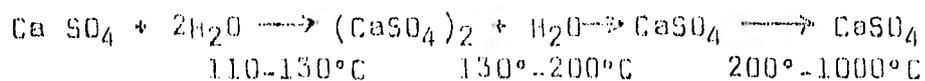
I) YESOS DENTALES

En odontología se utilizan una serie de productos del mineral de yeso, como auxiliares importantes para la elaboración de modelos.

Estos materiales son el resultado de la calcinación del material del yeso. (sulfato dihidratado de calcio casi puro). (1)

En el procesamiento industrial, el yeso es molido y sometido a temperaturas de 110° a 120°C, para eliminar parte del agua (reacción 1). A medida que aumenta la temperatura, se elimina el resto del agua y se forman diferentes productos. El componente principal de los yesos dentales comunes y del yeso piedra es el sulfato de calcio hemihidratado, según sea la técnica de calcinación se obtienen diferentes formas de hemihidrato, llamadas hemihidrato alfa y hemihidrato beta. Existen diferentes procedimientos para obtener el hemihidrato alfa.(3)

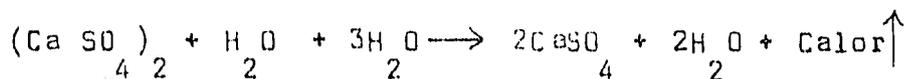
Reacción 1.



Al mezclar el hemihidrato alfa (yeso piedra) con agua, la reacción se invierte (reacción 2) y el ma

terial es mucho más resistente y duro que el que se obtiene a partir del hemihidrato beta (yeso de París). - La razón más importante de esta diferencia es que el polvo del hemihidrato alfa necesita que se mezcle con una cantidad mucho menor de agua que el hemihidrato beta.

Reacción 2



El hemihidrato beta está compuesto por cristales porosos e irregulares, cuando se mezcla con la cantidad correcta de agua, (50 ml. por 100 gramos de polvo), la cristalización de la masa se lleva a cabo en cuatro minutos, este es el yeso tipo I. El yeso tipo II fragúa en diez minutos y lleva las mismas proporciones de agua y polvo. La resistencia a la compresión mínima después de una hora es de 853 ± 285 psi. para el yeso tipo I y 1280 psi. para el yeso tipo II.

El hemihidrato alfa consiste en cristales densos no porosos y cuboidales, requiere menos cantidad de agua para su mezcla (30 ml. por 100 gramos) y es designado yeso tipo III, según la especificación num. 25 de la Asociación Dental Americana, fragúa en cerca

do diez minutos y alcanza un mínimo de resistencia a la compresión de 3000 psi. en una hora. Este tipo de yeso es usado principalmente para vaciar modelos que requieren alta resistencia a la abrasión y a la compresión. (1)

El más duro y resistente de los yesos dentales es el tipo IV, la configuración de los cristales de este yeso son similares a los del tipo III, pero más grandes y más densos, se obtiene una mezcla satisfactoria con menos cantidad de agua (22 a 24 ml. por 100 gramos de polvo), el tiempo de fraguado también es de cerca de diez minutos y su resistencia a la compresión después de una hora es de por lo menos 5000 psi. (1)

De lo anterior se deduce que los diferentes productos del yeso necesitarán diferentes cantidades de agua, y que estas diferencias se deben fundamentalmente a la forma y densidad de los cristales. Estos factores son regulados por el fabricante y después del tipo de proceso utilizado, de las temperaturas de deshidratación, del tamaño de las partículas del mineral del yeso y del tiempo de calcinación.

Sin tomar en cuenta la clase de yeso, es factible detectar la expansión de la masa durante el paso de hemihidrato a dihidrato. Según la composición del

yeso, la expansión varía entre 0.06% lineal y 0.05% --
(2)

De la teoría del fraguado, se deduce que la re sistencia del yeso común o del yeso piedra aumenta con rapidóz a medida que el material endurece después del tiempo de fraguado inicial, sin embargo, el contenido de agua libre del producto fraguado afecta definitiva- mente a su resistencia. Por esta razón, se distinguen dos resistencias del yeso, la resistencia húmeda y la resistencia seca. Resistencia húmeda es la que hay --- cuando en la muestra de prueba se deja el exceso de -- agua requerida para la hidratación del hemihidrato. -- Cuando de la muestra se elimina el agua por desecamien_ to, la resistencia obtenida es seca, y su resistencia puede llegar a ser el doble que la resistencia húmeda.
(1) (2)

Existen varios factores que intervienen en el tiempo de fraguado, uno de ellos es que si la calcina- ción no es completa, el yeso tendrá impurezas y el --- tiempo de fraguado disminuye, de igual importancia es el tamaño de las partículas, ya que mientras más finas son éstas, aumenta el tiempo de fraguado, por lo que el dentista deberá seleccionar entre las diferentes -- marcas comerciales de calidad reconocida, ya que sus --

productos son mejor controlados en cuanto a impurezas y finura del yeso.

Si bien el efecto de la temperatura sobre el tiempo de fraguado es errático y varía de un yeso a otro, es poco el cambio que se registra entre 0°C y 50°C, pero si la temperatura de la mezcla yoso-agua pasa de 50°C se produce un retardo creciente y cuando la temperatura se acerca a 100°C no hay reacción alguna.

En la relación agua-polvo, se aumenta el tiempo de fraguado, aumentando la cantidad de agua, pero el operador no deberá excederse en la cantidad de agua agregada al yeso, debido a que la expansión del yeso aumentará considerablemente en el fraguado, debilitando el modelo a tal grado que un yeso clase IV llega a tener una resistencia a la compresión igual que un yeso clase III, y por supuesto, alterando las dimensiones del mismo. Por lo tanto, se debe respetar la relación agua-polvo sugerida por el fabricante y así obtener las óptimas propiedades en el modelo de yeso.

Otra manera de alterar el tiempo de fraguado es el tiempo de espatulado y la rapidéz con que se efectúe, cuanto mayor sea el tiempo y más rápido sea el espatulado, más corto será el tiempo de fraguado.

(2)

En las impresiones tomadas con alginato, el modelo no deberá ser retirado de la impresión antes de los cuarenta y cinco minutos, ni deberá ser removido después de dos horas, ya que el gel humedace la superficie del yeso diluyendo los cristales de la superficie del mismo. Por otra parte, en las impresiones tomadas con elastómeros, el modelo puede retirarse pasando cuarenta y cinco minutos o permanecer vaciadas indefinidamente.

Cuando es necesario mojar los modelos con agua para recortarlos, se enjuagan con una solución supersaturada de sulfato de calcio, previniendo así la dilución de la superficie que ocurre en cantidad moderada en quince minutos, después de haber mojado el modelo.

El deterioro del modelo se incrementa con un tiempo prolongado de inmersión en agua y aumento de temperatura.

Antes de vaciar la impresión, se deberá lavar, para eliminar el detritus, con agua corriente y después con una suspensión de yeso con exceso de agua.

De esta manera, la mezcla del yeso debe hacerse agregando el polvo al agua para minimizar el atrapamiento de aire.

Se sugiere que el modelo se haga en una habita--

ción con humedad relativamente alta durante la colocación del yeso. Esta consideración es importante en el caso del alginato, el cual al agua cambia fácilmente su estabilidad dimensional con el ambiente. Probablemente es mucho menos importante, en el caso de los elastómeros.

Una vez hecha la mezcla se deberá vibrar para eliminar la mayor cantidad de burbujas y se empezará a colocar el yeso en el espacio retromolar de la impresión, dejándolo deslizar hacia el lado opuesto hasta que el yeso cubra completamente el modelo. (1)

REFERENCIAS

1. Craig Robert C. Ph. D. Dental Materials a problem oriented approach. The C. V. Mosby Company. Saint Louis 1978, 2,71 - 72.
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. México 7a. edición, 4,47 - 54.
3. Combe, E.C. and Smith, D.C. Some properties of gypsum plasters. Brit. Dent. J., 117;237 - 245, 1964.

MATERIALES PARA IMPRESION

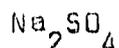
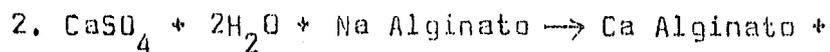
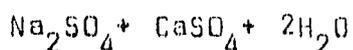
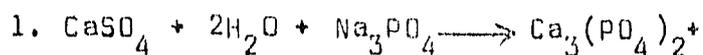
II) MATERIALES PARA IMPRESION

a) HIDROCOLOIDES IRREVERSIBLES.

A fines del siglo pasado se observó que ciertas algas marinas pardas producían una sustancia mucosa a la que denominaron algina, usándola como material para impresiones. (2)

En Inglaterra, cuarenta años más tarde, la algina se mejoró, dando como resultado el actual hidrocoloide irreversible o alginato. (3)

El fraguado de los materiales para impresión con alginato resultan de dos reacciones químicas consecutivas.



La composición del polvo del alginato con un tiempo de fraguado regular es:

Na alginato	18%
$\text{CaSO}_4 + 2\text{H}_2\text{O}$	14%
Na_3PO_4	2%

ZnO, fluoruros, silicatos y	
boratos	10%
Tierra de diatomeas	56%

(1) (2)

Si se desea aumentar el tiempo de fraguado, se usa menos cantidad de fosfato de sodio como rotar_dador.

Cuando se necesita un material muy duro se incrementa la cantidad de tierra de diatomeas o se usan otros rellenos.

El polvo se mezcla espatulándose con la cantidad de agua recomendable, y se presenta la reacción antes mencionada.

La viscosidad del material cambia lentamente mientras el tiempo de fraguado se aproxima, después se incrementa rápidamente hasta que el material endurece completamente.

La compresión y la fuerza del alginato continúan incrementándose después del fraguado, siempre y cuando existe una relación polvo-líquido adecuada.
(1)

Para la manipulación debemos tener cuidado especial para obtener la relación correcta de polvo-líquido, ya que las grandes variaciones dan como re-

sultado una mezcla de consistencia dura o blanda, -- provocando un fraguado demasiado rápido o lento respectivamente, y disminuyendo así los detalles de la impresión en una mezcla de consistencia dura o permitiendo el desgarrar de la impresión, en una mezcla de consistencia blanda. (1) (2)

No existe gran problema con respecto a la cantidad de agua adecuada, ya que el fabricante nos proporciona un dispersador, sin embargo, el principal problema es la temperatura del agua, ya que se recomienda que sea de $21^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ y que es difícil -- controlar. (1)

Al efectuar la mezcla se recomienda agregar el polvo al líquido en una taza de hule, y utilizar una espátula delgada efectuando movimientos rotatorios, comprimiendo el material contra las paredes de la taza de hule, hasta lograr una mezcla cremosa y -- lisa en el tiempo especificado por el fabricante, -- que es de tres a siete minutos a una temperatura ambiente de 20°C . (1) (2)

La selección del portaimpresiones debe de -- estar de acuerdo con los requisitos necesarios de la impresión, existen portaimpresiones perforados y no perforados, los no perforados se pueden usar si ---

el alginato seleccionado se adhiere al metal al fraguar y se deberá secar el portaimpresiones antes de colocar el alginato para reafirmar la adhesión del material en el momento de remover el portaimpresiones de la boca. El portaimpresiones se deberá cargar en primer lugar de las orillas para evitar el atrapamiento de aire entre el material y el portaimpresiones, y cuando esté lleno, la superficie del alginato deberá emparejarse con un dedo humedecido en agua.

(1)

Muchos de los problemas y fracasos de diversos materiales se atribuyen al instrumental contaminado.

En el caso del alginato, las pequeñas cantidades de yeso dejadas en la taza de hule en el momento de hacer la mezcla, aumenta el tiempo de fraguado del alginato. (2)

Al tomar una impresión del maxilar superior, en la parte posterior del portaimpresiones, se eliminará una pequeña cantidad de alginato y ésta deberá colocarse en primer lugar en la boca, para que el material se desplace hacia la parte anterior, evitando así la náusea al paciente. (1)

Al remover el portaimpresiones, hay que ha--

cerlo de una sola intención, algunas veces, se le pide al paciente que haga como si soplara, haciendo -- así un vacío y removiendo el portaimpresiones, se deberá eliminar el alginato que no esté soportado por el portaimpresiones, para evitar alguna deformación en el modelo. (1) (2).

La impresión deberá ser vaciada lo más pronto posible, y si es necesario almacenar la impresión de alginato, deberá lavarse, para eliminar saliva -- y/o sangre, y quitar el exceso de agua, sacudiendo -- o soplando la superficie sin desecar el alginato. La impresión deberá cubrirse con una toalla o servilleta húmeda holgadamente y no colocar el portaimpresiones de manera que presione la impresión, lo cual podría ocasionar una deformación en el alginato. (1)

El alginato se deteriora rápidamente a temperatura elevada. Se comprobó que los materiales almacenados a 65°C no servían, pues o no endurecen o lo hacen rápidamente. (4)

La elasticidad de la mayoría de los algina--tos mejora con el tiempo, permitiendo con ello la reproducción más fiel de las zonas retentivas. (5). Estos datos indican que la impresión de alginato debe permanecer en la boca, por lo menos tres minutos des

pués de producida la gelación. (1) (2).

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a --
problem-oriented approach. The C. V. Mosby -
Company. Saint Louis 1978, 6; 201 - 204.
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materi
ales dentales. Interamericana. México, 7a.
edición, 4; 47 - 61.
3. Wilding S. Wm. Material for taking impression
for dental or other purposes. U.S. Patent No.
2,249,694, 1941.
4. Council on Dental Materials and devices; --
guide to Dental Materials. 5th. edition, --
Chicago, American Dental Association, 1970.
5. Anderson, J. N. Flow and elasticity in ----
alginate. Dent. Prog. 1; 63 - 70, 1960.

b) SILICONES.

El silicón es un material de impresión de hule elastomérico, de polímero difuncional. Probable--
mente, debido a la evaporación del alcohol, (produc--
to de la reacción), la contracción del silicón con--
tinúa después de la remoción de la impresión de la -
boca del paciente, y puede ser considerado como una
desventaja en el uso del producto. La recuperación -
elástica es mucho mejor en los silicones que en los
polisulfuros después de retirar la impresión de la -
boca del paciente. Así que los efectos de la contracci
ción de la polimerización en el modelo pueden ser mi
nimizadas enjuagando la impresión con una solución -
que disminuya la tensión superficial de la impresión
para que quede libre de los detritus orales(y poder
vaciar el modelo inmediatamente).

El fabricante nos ofrece tres consistencias
diferentes: Clase I de consistencia pesada, clase --
II de consistencia regular y clase III de consisten-
cia ligera. (1) (2)

Las ventajas de los silicones son; fácil mezcl
ado debido a su baja viscosidad, rápida polimerizaci
ción, poca deformación permanente después de retira-
da la impresión, poco escurrimiento, buena resisten-

cia al estiramiento y poco riesgo de producir manchas.

Para disminuir el problema de la contracción en la polimerización, se ha fabricado un silicón con alto contenido de relleno. El silicón con relleno es usado para la impresión preliminar y es aliviado en las áreas críticas, después se usa un silicón de clase III como rebase, el porcentaje del cambio dimensional del material de rebase no sufre cambios porque es solo un pequeño volumen y el modelo resultante es mucho más exacto. El uso de un silicón con relleno y uno de cuerpo ligero en un portaimpresiones estándar, es aparentemente tan preciso como el usado en un portaimpresiones individual con silicón de cuerpo ligero únicamente. Esto ofrece un ahorro importante de tiempo, eliminando el vaciado preliminar y la construcción de un portaimpresiones individual. El material de base se vende como una pasta de consistencia similar a la de los elastómeros de polisulfuro, mientras que el catalizador viene como un líquido de viscosidad moderada. La vida útil estable para el almacenamiento es limitada, debido a la oxidación del catalizador. Los silicones se venden como una pasta base y un líquido catalizador. Como el si-

licón es un líquido, se agrega sílice coloidal finamente pulverizado como relleno. Cuando la base y el catalizador de los silicones vienen en forma de pasta, el procedimiento de mezclado es en una loseta, sin embargo, el catalizador muchas veces es un líquido oleoso colorado. Cuando la pasta base está envasada en tubos, se hace salir una determinada longitud de ella sobre la loseta y se deja caer una determinada cantidad de gotas de líquido por unidad de longitud de pasta, según las indicaciones del fabricante. A veces, la pasta de silicón viene en bote, y la cantidad adecuada se mide por volúmen, con una taza. El acelerador se dispensa por gotas, de acuerdo con el volúmen de la pasta, en todos los casos, es esencial la homogeneidad de la mezcla para obtener fidelidad. (2)

Hay que señalar que el tiempo de endurecimiento no corresponde con el tiempo de curado. En realidad el curado continúa después del tiempo de fraguado. El silicón en particular, sigue polimerizando unas dos semanas o más después de hecha la mezcla. (3) La especificación número 19 de A.D.A. establece un tiempo de endurecimiento para los silicones de la clase I y de la clase II, siendo éste

de tres minutos, y para los silicones de clase III, - de cuatro minutos (4). El operador estima el tiempo - de fraguado introduciendo un instrumento romo en el - material que se halla en la boca, cuando está firme - y vuelva rápidamente a su posición, podemos suponer - que el material ha endurecido lo suficiente para ser retirado.

La especificación Núm. 19 de la A.D.A. acepta una deformación de un 2% para los silicones, como es de esperar, las propiedades elásticas de los silico-- nes mejoran con el tiempo de curado por lo que, esto significa que cuanto más tiempo permanezca la impre-- sión en la boca, más fiel será, (6 a 8 minutos).

Todos los elastómeros se contraen levemente - durante el curado, los silicones pierden alcohol du-- rante el endurecimiento y esto va acompañado de una - contracción y la recuperación que sigue a la deforma-- ción es incompleta, debido a la naturaleza viscosoe-- lástica de los cauchos.

Algunas veces los silicones se endurecen en - el tubo cuando están olmacenados durante mucho tiem-- po, también el catalizador se deteriora con el tiempo consecuentemente. La exposición continua de la pasta o reactivo del silicón con el aire, favorece su deta--

rioro. Por esta razón hay que cerrar firmemente los envases cuando se usan, así mismo, se aconseja guardar el material en un medio fresco.

Los silicones se mezclan fácilmente, poseen un buen escurrimiento, recuperación elástica regular, excelente reproducción de detalles y color y sabor agradable. (2)

Para los silicones usamos la técnica de doble impresión, esta consiste en tomar la primera impresión con silicón de clase I, con un portaimpresiones estándar, una vez retirada, se eliminarán las áreas interproximales y gingivales de la impresión para que el silicón de clase III que se colocará con la jeringa, no se distorcione, debido a la liberación de fuerzas en el silicón; una vez eliminadas estas áreas, se prepara la mezcla de un silicón clase III, se coloca en la jeringa y este directamente en la boca, el silicón sobrante se coloca en el portaimpresiones y se toma la impresión, dejándolo más tiempo del que el fabricante nos especifica, ya que mejorará las propiedades elásticas del silicón con el tiempo de curado. (8 minutos). (1) (2)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company. Saint Louis. 1978, 2:62 - 70.
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. México 7a. edición, 10:116 - 128.
3. Mc. Lean J. M. Silicone impression materials. A research report Dent. Pract. 9:56 - 63, 1958.
4. Council of Dental Materials and Devices; Guide to Dental Materials 5th. edition, Chicago, American Dental Association 1970.

c) HULE DE POLISULFURO.

El proceso de transformación de una base de caucho o polímero líquido en un material semejante al caucho se conoce en la industria como vulcanización o curado. Los dos términos se originaron en conexión con la producción de caucho, por calentamiento del caucho natural o látex con azufre. (1) (2)

El ingrediente básico del polímero líquido es un mercaptano polifuncional o polímero de polisulfuro. (1) (2)

Este líquido está compuesto de rellenos, plastificantes, pigmentos, colorantes, desodorizantes y aceleradores de la reacción de curado. La pasta formada se envasa como material de impresión en tubos. Se une por cadenas cruzadas a un elastómero de polisulfuro, mediante un peróxido. De entre los peróxidos inorgánicos, el de plomo es el más utilizado, pues es más fácil activarlo a la temperatura ambiente y actúa sobre la reacción de curado con mayor medida que otros peróxidos. Además, a las fórmulas de las bases se agrega azufre, óxido de zinc, sulfato de zinc, sílice fina, bióxido de titanio, carbonato de calcio y aminas orgánicas.

La reacción de polimerización de los polisul-

furos es exotérmica; la cantidad de calor generada -- depende de la cantidad total del material y de la con- centración de los iniciadores. La humedad y la tempe- ratura ejercen un efecto importante en el curso de la reacción.

En los polisulfuros, el fabricante trata de - conseguir una vida estable para el almacenamiento, al ta velocidad de curado y buenas propiedades físicas. Los polisulfuros vienen en dos tubos, denominados pas ta de base y catalizador o pasta aceleradora, siendo reactor el nombre más adecuado. (2)

El fabricante ofrece tres consistencias dife- rentes; clase I, consistencia pesada; clase II, con- sistencia regular y clase III, consistencia ligera. - (1) (2)

La consistencia adecuada de la pasta se consi gue agregando plastificantes, diversos rellenos incor- gánicos y jabones. Estos sirven para reforzar el elas tómero, dar buen color, mantener la estabilidad de al macenamiento, facilitar la mezcla y regular la veloci dad de la reacción de curado. Por ello, el carbonato de calcio, el sulfato de calcio, el estearato de cal- cio o magnesio, el óxido de magnesio, el dióxido de - titanio, la sílice coloidal, las aminas orgánicas y -

los desodorantes son sustancias que están presentes en los materiales de base de polisulfuro.

La mezcla se realiza sobre una hoja de papel plastificado o en una loseta de vidrio, donde se depositan longitudes iguales de las dos pastas. Como la composición de los tubos está equilibrada, siempre hay que usar los mismos pares de tubos que vienen de fábrica, ya que alterando las porciones, obtenemos una cierta flexibilidad en el tiempo de trabajo, de curado y en las propiedades físicas, al igual que al mezclarlo, si la mezcla no es homogénea, el curado no será uniforme y la impresión se deformará.

Definimos como tiempo de fraguado a el lapso transcurrido desde el comienzo de la mezcla hasta que el curado ha avanzado lo suficiente para retirar la impresión de la boca, sin deformaciones. Los polisulfuros son muy sensibles a tales cambios, por lo que se acelera el tiempo de fraguado, aumentando la temperatura, y disminuyendo la misma, se retarda el tiempo de fraguado. El agua en cantidades pequeñas acelera el fraguado del polisulfuro. (1) (2)

En la especificación Núm. 1 de la A.D.A., se acepta una deformación de un 4% para los polisulfuros.

Es necesario esperar aproximadamente veinte minutos una vez retirada la impresión de la boca y hacer el vaciado para que se produzca la recuperación elástica de la impresión deformada por las retenciones de la dentadura al ser retirado el portaimpresiones de la boca, siendo que esto, no es de gran importancia clínica, ya que en la práctica este tiempo transcurre generalmente entre el momento que se retira la impresión de la boca del paciente y el momento en que se vacía la impresión con yeso.

Las propiedades elásticas de los polisulfuros mejoran con el tiempo de curado, por lo que, cuanto más tiempo permanezca la impresión en la boca una vez fraguado el material, más fiel será nuestra impresión (diez minutos).

Todos los elastómeros se contraen ligeramente durante el curado y la recuperación que sigue a la deformación es incompleta, debido a la naturaleza viscoelástica de los cauchos.

El almacenamiento de un polisulfuro no es crítico, pero no está indicado un tiempo prolongado del mismo, ya que existe una deformación ocasionada por un continuo curado, poseen un escurrimiento variable, reproducción de detalles excelentes, olor y sabor de-

sagradable, buena recuperación elástica y se mezcla fácilmente. (2)

En algunas impresiones de polisulfuro de caucho aparecen indentaciones esféricas que se presentan como convexidades en la superficie de los modelos de yeso, y se debe a la rotura de una burbuja cerca de la superficie y esto se debe al atrapado de aire durante el espatulado y estas imperfecciones no aparecen sino después de varias horas de tomada la impresión, y que no se les hallará si la impresión es vaciada dentro de la primera hora. (1) (2)

Los polisulfuros fueron ideados fundamentalmente para impresiones de tejidos duros, en las cuales la elasticidad es un requisito previo indispensable.

Los elastómeros se usan como materiales para impresiones correctoras. En estos casos, no es aconsejable el empleo de un compuesto para portaimpresiones. Los plastificantes de las pastas elastómeras, ablandan la superficie del compuesto de modelar. En consecuencia, la impresión es propensa a deformarse, debido a la falta de soporte adecuado para el caucho. (2)

El volumen de polisulfuro para la impresión -

no solo deberá ser menor, sino también es necesaria su distribución uniforme. Por lo general, el espesor óptimo de la impresión está entre dos y cuatro mm. (3) y para lograr esto, lo ideal es fabricar un portaimpresiones de material plástico, como por ejemplo una resina de autopolimerización. (1)

Para ello, se toma una impresión de la boca -- con un material conveniente (alginato) y se vacía el modelo con yeso piedra, se cubre el área con una cera para base, dejando dos puntos opuestos sin cubrir, que nos sirven como topes, para que quede el material uniforme y colocamos la resina no curada, y una vez curada, la retiramos del modelo, alisamos las partes rugosas, la probamos en la boca para que ajuste correctamente y de esta manera ya tenemos el portaimpresiones individual adecuado para la impresión. (1) (2)

Los portaimpresiones perforados como los usados para los hidrocoloides, son satisfactorios pero no convenientes o prácticos como los portaimpresiones individuales que acabamos de describir, ya que la adhesión en los portaimpresiones perforados se obtiene por retención del material y en los portaimpresiones individuales la adhesión se consigue por la aplicación de un adhesivo antes de colocar el polisulfuro y este ad-

hesivo establece una sólida unión entre el elastómero y el portaimpresiones.

Los cementos adhesivos provistos de los diversos materiales elastómeros no son intercambiables.

Al igual que con materiales hidrocoloides, es posible obtener la impresión de varios dientes al mismo tiempo mediante el empleo de una jeringa. Con la finalidad de proporcionar un material menos viscoso destinado a la jeringa, la mayoría de los fabricantes exponen los polisulfuros por lo menos con dos consistencias, una de ollas para el portaimpresiones y otra destinada a la jeringa.

La técnica de empleo de los dos tipos de materiales se suele denominar técnica de mezcla simple, -- porque se requieren dos mezclas separadas hechas en -- dos losetas con dos espátulas separadas y esta técnica disminuye la probabilidad de formación de burbujas. El material para el portaimpresiones se mezcla primero, -- se lleva el portaimpresiones con una cantidad uniforme de material y se deja aparte, a continuación se mezcla el material para la jeringa, se llena la jeringa y se inyecta el material en las cavidades talladas, por último se coloca el portaimpresiones. En algunos casos -- el fabricante ajusta el tiempo de fraguado de los dos

materiales para que el material de la jeringa pueda -- ser mezclado primero, o al mismo tiempo que el del por taimpresiones. Cada producto comercial tiene un momento óptimo ideal en el cual debe ser llevado a la boca.

En ningún caso se retirará la impresión de la boca hasta que la polimerización haya progresado lo su ficiente para proporcionar la elasticidad adecuado que impida la deformación. El material se prueba con un -- instrumento romo y cuando se halle firme y recupere -- completamente su contorno original, se puede retirar -- la impresión. Se ha estimado que, con el material --- elastómero satisfactorio la impresión debe estar lista para su retiro dentro de por lo menos doce minutos a -- partir del momento de la mezcla, dejando que la impre- sión quede en la boca entre ocho y diez minutos.

La impresión se debe retirar con un movimiento rápido verticalmente. Es difícil reparar una impresión de polisulfuro agregando más material y colocándolo -- nuevamente en la boca, el material agregado hace las -- veces de una almohadilla sobre la cual actúa la com--- presión proveniente del polisulfuro. Al retirar la im- presión, las fuerzas se liberan, por ello el modelo re- sultará más pequeño. Para poder reparar la impresión, -- es necesario recortar las áreas interproximales y gin-

ginales de la impresión, cuando aparecen burbujas o defectos similares lo mejor es, tomar una nueva impresión. El yeso que entra en contacto con las impresiones no siempre reproducen los detalles finos. Dicho de otro modo, los materiales para impresión son capaces de reproducir detalles con mayor fidelidad de la que pueden transferirlos al modelo de yeso. (2).

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental materials a problem oriented-approach. The C.V. Mosby Company. Saint Louis. 1978 2,62 - 70.
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. México 7a. edición 10,116 - 131
3. Schnell R.J. and Phillips R.W. Dimensional stability of rubber base impression and certain other factors affecting accuracy. J. American Dental Association. 1958 57,39 - 48 2,62 - 70

d) POLIETERES.

Existe otra clase de material para impresiones que fué presentado en Alemania a finales de la década de los sesentas, (3) y es un polímero de base de poliéter. El fabricante nos ofrece tres consistencias diferentes al igual que los silicones y los polisulfuros: Clase I de consistencia pesada, clase II de consistencia regular y clase III de consistencia ligera.

Los cauchos de poliéter se expenden en forma de dos pastas. La pasta base contiene el poliéter, una sílice coloidal como relleno y un plastificante que es soluble en agua, la pasta aceleradora contiene sulfonato aromático alquílico, además de rellenos. (2)

Para espatular, primero se toma la pasta base con la espátula de acero inoxidable y la colocamos sobre una loseta o papel plastificado, a continuación colocamos la pasta catalizadora sobre la misma loseta y efectuamos la mezcla en una superficie grande de la misma. Se reúne la mezcla con la hoja de la espátula y se coloca nuevamente en la loseta comprimiendo el material hasta que quede liso. El proceso continúa hasta que la pasta adquiere un color uniforme y el espatulado debe durar de treinta a cuarenta segundos. (1) (2)

Si la pasta no es homogénea, el curado no será

uniforme y la impresión se deformará. (2)

La estabilidad dimensional es más notable en los poliéteres, por lo que se puede vaciar la impresión hasta ocho veces. (1) (2). El poliéter es poco hidrófilo, dando por resultado cambios dimensionales si este material es expuesto al agua durante períodos prolongados.

Los poliéteres no se deterioran apreciablemente al estar almacenados en condiciones ambientales normales.

El poliéter se mezcla fácilmente, posee buen escurrimiento y se puede almacenar por un tiempo prolongado, tiene una recuperación elástica excelente, reproduce los detalles excelentemente y posee un olor y sabor aceptable para el paciente.

Con el poliéter es necesario hacer un portaimpresiones prefabricado como lo describimos en los polisulfuros y utilizamos la técnica de doble impresión como la descrita en los silicones; aunque algunas veces con la primera impresión de poliéter clase I, obtenemos la impresión adecuada sin ser necesaria una segunda impresión.

La elección de un material elastómero se determina por las características particulares preferidas por el operador. (2)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company. Saint Louis. 1978 2,62 - 70
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamerica. México 7a. edición. 10;116 - 131.
3. British Patent No. 1,044,753, 1964 Espe. Fabrick Pharmazeutische Pjapasake GMBH.

INDICACIONES GENERALES PARA OBTENER UNA BUENA IMPRESION.

1.- El diente debe ser limpiado de detritus -- antes de tomar la impresión. Especial cuidado debemos tener en la limpieza de la cavidad.

2.- La superficie de la impresión debe ser --- limpiada de saliva y detritus antes de ser vaciada.

El yeso fraguado en contacto con la saliva o - de detritus podrá no endurecerse rápidamente, dejar es pacios o burbujas en la superficie. Este problema se - puede evitar enjuagando la impresión con algún enjua-- que bucal o agua saturada con polvo de yeso, como la .. que se obtiene de la recortadora de modelos, ambas --- eliminan efectivamente la saliva de la impresión, pero después debe colocarse la impresión bajo un chorro de agua corriente.

3.- Debido a que los hules de polisulfuro y -- los silicones son más hidrófobos que los materiales de poliéter, los primeros pueden ser tratados con ventaja enjuagándolos con un agente adecuado compatible con el material que se va a vaciar. La superficie así trata-- da mejorará el contacto con la superficie de la impre-- sión con el yeso, mejorando de esta manera el detalle de la superficie. En los poliéteres, por el contra---

rio, no es necesario.

4.- En las impresiones con silicón, los modelos no deberán ser vaciados después de una hora de tomada la impresión.

5.- Los modelos de yeso, no deberán ser removidos antes de cuarenta y cinco minutos, que es el -- tiempo mínimo de fraguado del yeso.

6.- El adhesivo utilizado en el portaimpresiones para polisulfuros debe ser secado antes de colo--car el material, ya que puede producir burbujas si el solvente no se evapora completamente, y actuará como separador entre el material y el adhesivo.

7.- Una vez tomada la impresión, el portaim--presiones no debe permanecer boca abajo, ya que puede deformar la impresión; y esto se aplica a las tres -- clases de elastómeros.

8.- Las impresiones de poliéter deben ser de cuatro a 6 mm. de grosor, ya que se puede fracturar el modelo de yeso debido a que es más rígido este material que el polisulfuro o el silicón. (1)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company Saint Louis, 1978 2,67 - 69.

e) PASTA ZINQUENOLICA.

Una de las reacciones químicas de mayor aplicación en la odontología es la que se produce entre el óxido de zinc y el eugenol. Este material tiene amplia aplicación en la odontología como elemento cementante, apósito quirúrgico, material de obturación temporal, obturador de conductos radiculares, material de rebase en prótesis, y como material para impresiones de bocas desdentadas.

La composición de todos estos materiales es la misma, óxido de zinc, eugenol y resina. Según las necesidades, se agregan plastificaciones, rellenos y otros elementos que confieren propiedades específicas para el uso del producto. (1).

La mayoría de los productos comerciales se proveen en forma de pastas envasadas en tubos, uno de los tubos, al cual lo denominaremos tubo Núm. 1, contiene una pasta que se compone del ingrediente activo óxido de zinc, y el otro tubo, que denominaremos tubo Núm. 2, contiene eugenol y resina en forma de pasta, siendo ambos de diferente color para su diferenciación y estos colores varían según el fabricante. (2)

La resina que se agrega a la pasta del tubo Núm. 2 acelera la velocidad de la reacción y hace que

el producto final sea más suave y homogéneo. Es posible que la resina intervenga en la reacción de alguna manera.

El empleo de resina hidrogenada, polimerizada o gomoresina proporciona mayor estabilidad que la obtenida con la resina natural, ya que aquellas impiden la cristalización de la pasta.

El cloruro de calcio actúa como acelerador -- del tiempo de fraguado. Otros productos químicos usados en el comercio como aceleradores son el acetato -- de zinc, alcoholes primarios y ácido acético glacial. Los aceleradores se incorporan a cualquiera de las -- dos pastas.

La esencia de clavo contiene de un 70 a 85% -- de eugenol, porque reduce la sensación de ardor en -- los tejidos blandos cuando la pasta mezclada está en contacto con los mismos. La especificación de la ---- A.D.A. para estas pastas, exige que el fabricante especifique en el rótulo, cual es el contenido del eugenol.

El aceite vegetal o mineral del tubo Núm. 1 -- actúa como plastificante y también ayuda a suavizar -- la reacción del eugenol, que es irritante.

El bálsamo del Canadá y el bálsamo del Perú --

se emplean para aumentar el escurrimiento y la propiedad de mezclado. Si la pasta es demasiado fluída o carece de consistencia antes de fraguar, se agrega un relleno tal como cera o un polvo inerte como caolín, talco, tierra de diatomeas, etc., en alguna de las dos pastas originales.

Las variantes en la composición son muchas, y estas variaciones influyen en la elección de la pasta para impresiones que hace el odontólogo.

El tiempo de fraguado es importante, pues debe dar posibilidades de hacer la mezcla, llenar el portaimpresiones y colocar la impresión. Una vez que el material, en estado plástico, ha sido llevado a la boca, debe transcurrir un tiempo mínimo hasta que la impresión endurezca. El tiempo de fraguado prolongado genera inexactitudes, debido al inevitable movimiento del portaimpresiones mientras la pasta es blanda. La composición de la pasta influye en el tiempo de fraguado. Dentro de límites prácticos, cuanto mayor sea la proporción de óxido de zinc respecto al eugenol, tanto más corto será el tiempo de fraguado. Asimismo, cuanto menor sea el tamaño de las partículas de óxido de zinc, si contiene ácido acético, tanto más corto será el tiempo de fraguado.

El tipo y la cantidad de acelerador, son los factores más importantes en la regulación del tiempo de fraguado.

La especificación Núm. 16 de la A.D.A., de pastas para impresiones, reconoce dos tiempos de fraguado, el inicial y el final. (1) (2). Asimismo, se nombran dos tipos de pastas; tipo I, que son duras y tipo II que son blandas. La diferencia entre las dos pastas radica en la dureza posterior del fraguado. El tiempo de fraguado inicial es el período comprendido entre el comienzo de la mezcla y cuando el material ya no puede extenderse o separarse con la espátula, por lo que hay que tomar la impresión antes del fraguado inicial.

El fraguado final es el que se produce clínicamente cuando un explorador ya no penetra en el material.

El tiempo inicial es de tres a seis minutos, mientras que el fraguado final es de diez minutos para las pastas tipo I y de quince minutos para las de tipo II. Al producirse el fraguado final se puede retirar la impresión de la boca.

Por lo general el tiempo de fraguado disminuye cuando aumentan la temperatura y la humedad. En ..

realidad, en un día caluroso con gran humedad, algunas pastas fragúan mientras se les está mezclando.

Al operador no le resulta fácil regular el tiempo de fraguado de estos materiales, una serie de factores, talos como el proceso de fabricación de óxido de zinc y el tamaño de las partículas, son responsabilidad exclusiva del fabricante. Este también puede añadir aceleradores, y por lo común regula el contenido inicial de agua. Sin embargo, hay varias maneras por las cuales el operador puede regular el tiempo de fraguado.

Si la pasta fragúa con lentitud, se puede agregar una pequeña cantidad de acetato de zinc. Asimismo, es posible mezclar una gota de agua con la pasta que contiene el eugenol, antes de unir las dos pastas. Sin embargo, el agua se agregará con cuidado. Hay que incorporarla uniformemente, de lo contrario su efecto es imprevisible, según la composición del producto.

Cuando el tiempo de fraguado es demasiado breve, hallamos la causa en la humedad o en la temperatura, o en ambas. El enfriamiento de la espátula y la loseta alargan el tiempo de fraguado, con tal que la temperatura no sea inferior a la de rocío. Otro pro-

cedimiento de retardación en estos casos es la inclusión de una pequeña cantidad de boroglicerina en la mezcla, pues es un retardador eficaz.

El tiempo de fraguado también se prolonga agregando ciertos aceites y ceras inertes durante la mezcla, tales como aceite de oliva, aceite mineral y vaselina. La dilución así efectuada reduce la razón del acelerador al volúmen total de la pasta, y por lo que, se alarga el tiempo de fraguado. Pero esta práctica no es del todo satisfactoria, porque tiende a reducir la rigidez del material endurecido, debido a la falta de homogeneidad de la mezcla, salvo que se le use con discreción.

En muchos casos el tiempo de fraguado se modifica cambiando la relación entre la pasta de óxido de zinc y la pasta del eugenol. El hecho de obtener la retardación o la aceleración depende de qué pasta contenga el acelerador.

Si el acelerador está en la pasta de eugenol, la reducción de la cantidad de pasta de óxido de zinc acelera el fraguado, y recíprocamente, el aumento lo retarda, puesto que la cantidad total de acelerador se reducirá porcentualmente.

El tiempo de espulado afecta muy poco el

tiempo de fraguado. En la mayoría de los casos, cuanto más prolongado es el tiempo de espatulado, más corto será el tiempo de fraguado.

La consistencia y el escurrimiento de una pasta recién preparada al ser aplicada contra los tejidos es de importancia clínica considerable. Una pasta de consistencia espesa o de alta viscosidad, comprime los tejidos en estado de relajación, con poca compresión o ninguna. (1)

La resistencia a la compresión de las pastas para impresiones de óxido de zinc y eugenol, puede llegar hasta setenta kilogramos por centímetro cuadrado, dos horas después de hecha la mezcla. (1) (3)

La estabilidad dimensional experimenta una contracción despreciable que es menor de 0.1%.

En los mejores productos comerciales no se producen cambios dimensionales después del endurecimiento.

Por lo general, la mezcla de la pasta se hace sobre una hoja de papel permeabilizado, aunque también se puede utilizar una loseta de vidrio. La proporción adecuada de las dos pastas se obtiene haciendo salir de cada uno de los tubos una cantidad de pasta de igual longitud,

Una espátula de acero inoxidable de unos dos centímetros de ancho por doce centímetros de longitud es la adecuada para hacer la mezcla. Con el primer movimiento de la espátula, se unen las dos pastas y se continúa la mezcla durante aproximadamente un minuto, hasta que se observe un color uniforme.

Las pastas de óxido de zinc y eugenol tienen otros usos diferentes de los que acabamos de mencionar. Por ejemplo, después de una gingivectomía, se coloca una pasta de óxido de zinc y eugenol sobre la herida, para retener un medicamento y favorecer la cicatrización; para ello, hacemos una pasta de óxido de zinc y eugenol agregándole un trozo de gasa para darle cuerpo a la mezcla, y esta debe tener una consistencia tal que no se adhiera a la espátula.

Los ingredientes básicos de las pastas quirúrgicas son esencialmente los mismos que los de las pastas para impresiones. Pero por lo general las quirúrgicas son menos frágiles y más débiles después de endurecidas. Además, su tiempo de fraguado es considerablemente mayor.

Los compuestos zinquenólicos de composición similar pueden ser utilizados como cementos temporales para coronas o puentes, para estabilizar placas

base y como material de rebase temporal después de ci rugías bucales.

Una de las desventajas más importantes de las pastas de óxido de zinc y eugenol, es la posible sensación de ardor que produce el eugenol al entrar en contacto con los tejidos blandos, por lo que usamos en algunos casos pastas sin eugenol. (1)

REFERENCIAS

1. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. México 7a. edición. 7:79 - 86.
2. Council on Dental Materials and Devices; Guide to Dental Materials, 5th. edition, J. Den. Res 46:645 - 649, 1967
3. Asgar K. and Peyton F.A. Physical properties of corrective impression pastes. J. Prosth. Dent. 4:555 - 567, 1954.

CEMENTOS, BASES Y BARNICES

III CEMENTOS, BASES Y BARNICES.

Los objetivos para el uso de los cementos como base o recubrimientos son;

1.- Proporcionar una medicación pulpar y reducir la infiltración o estimular los odontoblastos.

2.- Obtener asilamiento químico mediante una capa impermeable y así minimizar la penetración de irritantes a la pulpa.

3.- Proporcionar soporte mecánico debajo de restauraciones extensas, distribuyendo las fuerzas oclusales que se transmiten.

4.- Proporcionar una restauración temporal para proteger túbulos dentinarios recién cortados, de los estímulos químicos, térmicos y mecánicos (1).

a) RECUBRIMIENTOS CAVITARIOS.

Posteriormente hablaremos del hidróxido de calcio y del óxido de zinc y eugenol como bases intermedias bajo restauraciones permanentes. Los recubrimientos cavitarios más usados contienen hidróxido de calcio y óxido de zinc y eugenol, con una base de polímero. Fueron creados para proporcionar una medicación en preparaciones cavitarias profundas. Los recubrimientos cavitarios se colocan en una capa delgada que es más gruesa de 0.5 mms. para proporcionar aislamiento

químico y térmico (1) (2). Sin embargo, las propiedades son insuficientes para soportar las fuerzas oclusales - de una restauración permanente. (1)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company. Saint Louis. 1978 1:44 - 48
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales, Interamericana, México 7a. edición 29:442 - 443.

b) HIDROXIDO DE CALCIO.

Es un material del tipo de los cementos que se usa para proteger la pulpa expuesta de un diente, se cree que el hidróxido de calcio tiende a acelerar la formación de dentina secundaria, aplicada sobre la pulpa expuesta. La dentina secundaria es una barrera eficaz a los irritantes. Por lo común, cuanto más gruesa es la dentina, primaria o secundaria, entre el piso de la cavidad y la pulpa, mejor es la protección contra el trauma químico y/o físico.

El hidróxido de calcio se usa con frecuencia como base en cavidades profundas, aunque no haya una exposición pulpar. En tales cavidades, puede haber aberturas microscópicas hacia la pulpa, invisibles desde el punto de vista clínico. (1)

El hidróxido de calcio se coloca sobre la cavidad como una suspensión acuosa. El espesor de esta capa es de dos milímetros, esta capa de hidróxido de calcio no adquiere suficiente dureza para que se la pueda dejar como base. Se suele cubrir con barniz y posteriormente con óxido de zinc y eugenol. (1) (2)

La composición de los productos comerciales varía, algunos se presentan como polvo que se diluye en agua destilada, la metilcelulosa acuosa, es también un

solvente común de algunos productos, otro producto contiene un 6% de hidróxido de calcio y 6% de óxido de zinc suspendido en solución de cloroformo de un material resinoso. (1)

La composición de algunos productos comerciales de este tipo es bastante complicada. Algunos cementos emplean un sistema de dos pastas y contienen seis o siete ingredientes, además del hidróxido de calcio (3), estas fórmulas son eficaces en la estimulación del crecimiento de la dentina secundaria y también producen dureza y resistencia considerables después del fraguado.

Los cementos de hidróxido de calcio tienen un ph. elevado que tiende a ser constante, teniendo como límite 11.5 a 13.0

La función de la capa de cemento, denominada base, que se coloca bajo la restauración permanente es favorecer la recuperación de la pulpa lesionada y protegerla de las diversas agresiones que se producen sucesivamente, tales como choques térmicos, ácido del cemento de fosfato de zinc e interferencias oclusales.

Los cambios de temperatura de la boca afectan a la pulpa con mayor intensidad cuando la restauración no está aislada que cuando se usa una base de cemento.

Todos los tipos de cemento que se usan comun--
mente como base sirven para reducir eficazmente la con--
ducción de calor. La difusión térmica a través del ma--
terial depende, por supuesto, no solo del coeficiente
de conductividad térmica del mismo, sino también de su
espesor. Así aunque un material para base de cemento --
tenga un bajo coeficiente de conductividad térmica, de--
be tener cierto espesor para brindar el aislamiento --
adecuado.

El cemento debe tener la suficiente resisten--
cia para soportar las fuerzas de la condensación de la
amalgama, la fractura o desplazamiento de la base per--
mite que la amalgama perforo la base, entre en contac--
to con la dentina y elimine así la protección térmica
proporcionada por la base, asimismo, una base de cemen--
to poco resistente, colocada en una cavidad profunda,--
puede hacer que la amalgama se introduzca en la pulpa
a través de la exposición microscópica de la dentina,--
la base también debe resistir la fractura o deforma--
ción bajo cualquier fuerza masticatoria que le sea ---
transmitida a través de la restauración permanente.

(1)

REFERENCIAS

1. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los mate---

riales dentales, Interamericana, 7a.edición. ---
29,418.

2. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a pro---
blem-oriented approach. The C.V. Mosby Company,--
Saint Louis. 1,48 1978
3. United States Patent Nº. 3,047,408, July 31,1962

c) CEMENTOS DE OXIDO DE ZINC Y EUGENOL.

El principal ingrediente en el polvo del cemento de óxido de zinc y eugenol es óxido de zinc calcinado en menor grado que el usado para el cemento de fosfato de zinc. La resina hidrogenada es el principal modificador en el polvo y tiende a proveer resistencia y suavidad al mezclar el material.

El líquido es principalmente eugenol con una adición de aceites esenciales que le dan plasticidad. Esta fórmula básica es usada principalmente como medicamento pulpar donde el eugenol tiene un efecto paliativo sobre la pulpa. La adición de polímeros tiene como finalidad el mejorar la propiedad de resistencia en la colocación del cemento, de modo que puede ser usado como una base más permanente debajo de materiales restaurativos y también como material de restauración temporal en períodos largos de tiempo. La adición de 10 a 20% de polímero mejora la consistencia y la resistencia a las fuerzas abrasivas. (1) (2)

El efecto de la resina toma lugar principalmente entre el óxido de zinc y eugenol con la formación de una matriz amorfa de eugenolato de zinc.

óxido de zinc + eugenol $\xrightarrow[\text{sales de acetato}]{\text{a q u a}}$ matriz de eugenolato de zinc + óxido de zinc sin reaccionar + agua

(1)

Esta reacción es una reacción superficial sobre las partículas del polvo y la matriz que se forma se une al polvo remanente sin reaccionar de manera similar a la del cemento de fosfato de zinc. Una cierta cantidad de humedad debe estar presente para iniciar la reacción con la formación intermedia de un hidróxido de zinc.

El agua es también un producto de la reacción y por lo tanto, puede ser considerada como autocatalítica. Sales de acetato tales como acetato de zinc en cantidad menor que el 1% pueden usarse para acelerar la relativamente lenta reacción básica.

El grado de reacción, también como las propiedades físicas, dependen de la relación polvo-líquido incorporada en la mezcla. (1) La reacción no es exotérmica y por lo tanto, una relación aceptable de polvo-líquido se puede obtener mediante la mezcla en una loseta y mediante la adición del polvo al líquido en grandes porciones. Con solo una mínima cantidad de líquido presente, la reacción se adelantará y endurecerá más rápido, produciendo solo la cantidad requerida de matriz de eugenolato y una mezcla con propiedades físicas óptimas (1) (2)

Estos cementos se pueden utilizar como obturaciones temporales, bases para aislamiento térmico y obturación de conductos radiculares. Su concentración de ión hidrógeno, incluso cuando se colocan en el diente, es de alrededor de un ph. de 7. Son los cementos dentales menos irritantes de todos. (1)

La composición del polvo es óxido de zinc, resina, estearato de zinc y acetato de zinc y la del líquido es eugenol y aceite de semilla de algodón. (2) - (3)

Es factible retardar el fraguado con glicol o glicerina. El eugenol puede ser sustituido por esencia de clavo que contiene 85% de eugenol, esencia de laurel y guayacol. El tipo de óxido de zinc utilizado, tiene considerable importancia en la obtención del tiempo de fraguado apropiado. Si el óxido de zinc queda expuesto al aire, puede producirse absorción de humedad y formación de carbonato de zinc y modificar la capacidad de reacción de las partículas.

Cuanto mayor sea la cantidad de óxido de zinc incorporada al eugenol, con mayor rapidez fraguará el material. A menor temperatura de la locota, más prolongado será el tiempo de fraguado, siempre que la temperatura sea superior al punto de rocío.

Dijimos que el agua es esencial para que se produzcan las reacciones de fraguado, en condiciones de humedad relativamente elevada, a veces es difícil o imposible obtener la mezcla adecuada antes de que el material frague.

Todos los cementos dentales de óxido de zinc y eugenol comerciales y la mayoría de las mezclas experimentales contienen aditivos, así como variantes de la relación polvo-líquido. Sin embargo, y por lo general, la resistencia aumenta cuando las relaciones polvo-líquido son altas. La resistencia de mezclas puras de óxido de zinc y eugenol aumenta cinco veces cuando se duplica la relación de polvo-líquido. Si se incluyen aditivos en la mezcla, la resistencia de una relación polvo-líquido de seis a una (260 kg/cm^2), es unas seis veces mayor que la relación de tres a una, que es de 53 kg/cm^2 . (2)

Otros modificadores del cemento parecen afectar también la resistencia. El efecto del tamaño de las partículas del óxido de zinc es mínimo cuando se mezcla solamente óxido de zinc y eugenol (4). Sin embargo, las partículas de menor tamaño aumentan la resistencia junto con la presencia de resina hidrogenada en el polvo y ácido ortotoxibenzoico (EBA) en el líquido. Para estas

mezclas se han registrado valores de resistencia de 106 a 598 kg/cm².

El ácido ortoetoxibenzoico es particularmente eficaz para aumentar la resistencia del cemento fraguado. Es lamentable que cuando se usa solo como aditivo, la solubilidad es mucho mayor, sin embargo, si se agrega resina hidrogenada al polvo, la solubilidad desciende hasta un nivel aceptable.

Es probable que los cementos de óxido de zinc y eugenol sean los materiales más eficazmente conocidos para obturaciones temporales, antes de colocar una restauración permanente en la boca. El óxido de zinc y eugenol es excelente para reducir la microfiltración, por lo menos durante los primeros días o semanas; es posible que su efecto calmante en la pulpa se deba a eso.

(2)

Frecuentemente se cementan puentes fijos con óxido de zinc y eugenol, esta técnica ha sido considerada, como medida temporal para reducir la sensibilidad del posoperatorio, mientras la pulpa se recupera. Debido a las propiedades mecánicas relativamente bajas de este tipo de cemento, el puente es cementado posteriormente en forma definitiva con cemento de fosfato de zinc.

Sin embargo, el mejoramiento de las propiedades que se pueden obtener con el uso de aditivos ha llevado a la formulación de cementos de óxido de zinc y eugenol reforzados (I.R.M.), pensados para la cementación permanente de las restauraciones coladas. (1) (2)

En ellos se emplean; refuerzo de polímeros y/o incorporación de ácido ortoetoxibenzoico al eugenol. - El último también contiene un relleno tal como cuarzo. Como el cuarzo tiende a aumentar el espesor de la película y produce una mezcla granulosa, ahora se suele -- usar aluminio como relleno. Estas composiciones se suelen denominar cementos EBA aluminosos. (1) (2)

Las mediciones de solubilidad a corto plazo en agua y ácidos por determinación de productos no volátiles indican que estos cementos son comparables al cemento de fosfato de zinc en sus propiedades. Sin embargo, las mediciones a largo plazo sobre materiales de óxido de zinc y eugenol corrientes, que comprendían -- la determinación de solubilidad de productos orgánicos e inorgánicos, indican que hay una constante filtración del eugenol. La pérdida de eugenol conduce, por -- último, al desmoronamiento de la matriz y a la reducción de las propiedades mecánicas.

Para resumir, los cementos de óxido de zinc y

eugenol reforzados (I.R.M.) no son superiores a los cementos de fosfato de zinc en propiedades mecánicas y solubles.

Su principal ventaja sobre el cemento de fosfato de zinc, por supuesto es biológica. Queda virtualmente eliminada la sensibilidad posoperatoria asociada con la restauración comentada con el cemento de fosfato de zinc. (2)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company. Saint Louis 1978 1:45 - 47.
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales, Interamericana, 7a. edición. 29,410 - 413.
3. The accepted Dental Remedies. Chicago, American Dental Association, 1965
4. Norman R. D. Phillips R. W. Swartz M. L. and Frankiewicz I. The effect of particle size on the physical properties of zinc oxide-eugenol mixtures. J. Dent. Res. 43;252 - 262. 1964.

d) BARNICES.

El barniz cavitario se compone principalmente de una goma natural, tal como el copal, resina o una resina sintética, disuelta en un solvente orgánico como acetona, cloroformo o éter (1) (2). La fórmula de este material está preparada para proporcionar una sustancia fluida que se pinte con facilidad sobre la superficie de la cavidad tallada. El solvente se evapora rápidamente, dejando una película que protege la estructura dentaria subyacente. (2)

La película de barniz colocada bajo una restauración metálica, no es un aislante térmico eficaz, aunque estos barnices presentan baja conductividad térmica, la película aplicada no tiene espesor suficiente para brindar aislamiento térmico. Incluso, una capa exageradamente gruesa de barniz no brinda aislamiento térmico cuando se aplica calor sobre la amalgama dental. (1) (2).

Aunque el barniz no reduce la sensibilidad operatoria, cuando la restauración metálica permanente es sometida a cambios bruscos de temperatura producida por alimentos fríos o calientes introducidos en la cavidad bucal, su eficacia en este aspecto, está estrechamente relacionado con su tendencia a reducir

la filtración marginal alrededor de la restauración. A este respecto, es de especial interés el comportamiento del barniz usado, junto con la restauración de amalgama. (2)

Solo se puede decir que la filtración de la amalgama durante los primeros días o las primeras semanas es abundante. No es posible reducir apreciadamente esta filtración alterando las técnicas de preparación o condensación. La sensibilidad posoperatoria que aparece después de la inserción se relaciona a veces con los líquidos y residuos que penetran por las márgenes. Estas sustancias nocivas actúan como una permanente fuente de irritación pulpar, especialmente en cavidades profundas donde una delgada capa de dentina separa a la restauración de la pulpa.

La penetración de los líquidos alrededor de la restauración de amalgama disminuye cuando se usa barniz. Esta observación indica que si el barniz reduce la sensibilidad dentaria, como dijimos, se puede atribuir este efecto a la menor infiltración de líquidos irritantes, se registra un efecto similar en la filtración marginal cuando se emplea un barniz con otros materiales de restauración, tales como el oro en hojas. (1) (2)

La penetración del ácido del cemento de fosfato de zinc a través de la dentina hacia la pulpa, es el problema fundamental de la preservación de la salud pulpar.

Como las membranas semipermeables, los barnices se comportan de manera diferente ante las diversas clases de iones, permitiendo la libre entrada de unos e inhibiendo el paso de otros. La penetración de ácido fosfórico es de particular interés a este respecto.

Con la finalidad de estudiar el efecto protector de los barnices cavitarios, se prepararon restauraciones de cemento de silicato, con líquidos que contenían ácido fosfórico radiactivo y se los colocó en dientes de mono. (3)

Se determinó la penetración del ácido del cemento en la estructura dentaria en cavidades donde se aplicó barniz y donde no, midiendo la radiactividad en cortes de la dentina subyacente a la restauración.

El efecto protector del barniz manifiesta por la marcada disminución del recuento radiactivo de la dentina subyacente.

Se realizaron pruebas semejantes usando una

base protectora de óxido de zinc y eugenol o cemento de hidróxido de calcio. Estos materiales son particulares por su eficacia en inhibir la penetración del ácido hasta la dentina, así pues, se deberá emplear un barniz cavitario o base óxido de zinc y eugenol o hidróxido de calcio, con todos los materiales restauradores o cementantes que contengan ácidos, especialmente en cavidades profundas. Asimismo, en algunos casos, se aconseja una base y un barniz. La base de cemento brinda aislamiento térmico bajo restauraciones metálicas, mientras que el barniz, reduce la microfiltración.

Suponiendo que en ciertas circunstancias se requieran la base y el barniz, surge la interrogante de si el barniz debe ir antes de la colocación de la base o después de ella. La respuesta depende del tipo de base que se emplee. Obviamente, si la base es un cemento de fosfato de zinc, se aplicará primero el barniz para proteger la dentina y la pulpa del ácido del cemento. Sin embargo, si la base es de hidróxido de calcio o un cemento de óxido de zinc y eugenol, primero se colocará la base y después el barniz. La eficacia de la base de hidróxido de calcio o del óxido de zinc y eugenol para estimular la formación de dentina secundaria depende de si se halla en contacto con la dentina tallada directa.

mente.

La elección de la marca de barniz se basa en - preferencias personales, en las características de manipulación, tales como el escurrimiento y la capacidad de ser visto fácilmente, cuando se está aplicando sobre la superficie de la cavidad. No hay grandes diferencias en las propiedades de los productos.

Es sumamente importante obtener una capa uniforme y continua en todas las superficies de la cavidad. - Si la capa es dispareja o si hay burbujas, los resultados son inciertos. Hay que aplicar varias capas delgadas. Cuando la primera capa se seca, aparecen pequeños orificios, la segunda o tercera aplicación rellena la mayor parte de los orificios y deja así una capa más -- continua. El barniz se aplica con pincel o con una te-- rundita de algodón.

Destaquemos que la consistencia del barniz debe ser fluída, si fuera muy viscosa, no inhibe la filtra-- ción marginal. Si el barniz se espesa mientras se halla almacenado o durante su uso, hay que disolverlo con un solvente adecuado. (1) (2).

No se ha comprobado, por ejemplo, que sea necesario eliminar el barniz de los márgenes de la cavidad antes de hacer la condensación de amalgama. La solubili

dad de los barnices dentales es baja; son virtualmente insolubles en agua destilada. Así, si en la zona marginal de la restauración hay una capa delgada de barniz, no se produce deterioro perceptible del barniz en el medio bucal normal. Sin embargo, si se deja barniz en el margen, debe ser en pequeñas cantidades, porque todo exceso impedirá la terminación adecuada de los márgenes de la restauración.

El barniz inhibe la penetración del fluoruro en el esmalte, aproximadamente en el 50%. Por lo que, hay que tener gran cuidado al quitar el barniz de los márgenes, al colocar cemento de silicato. Es necesario no despegarlo inadvertidamente de las paredes cavitarias. Solo se consigue la protección adecuada, cuando se cubren completamente las superficies de la cavidad.

No se deberán colocar barnices cavitarios comunes bajo restauraciones de resina compuesta. El solvente del barniz reacciona con la resina impidiendo que esta polimerice. Asimismo, el barniz impide que la resina se adhiera adecuadamente a la cavidad. Se deberán utilizar únicamente sustancias elaboradas para ser usadas con materiales de resina.

Una película de barniz también minimizará la penetración de mercurio y los productos de la corro-

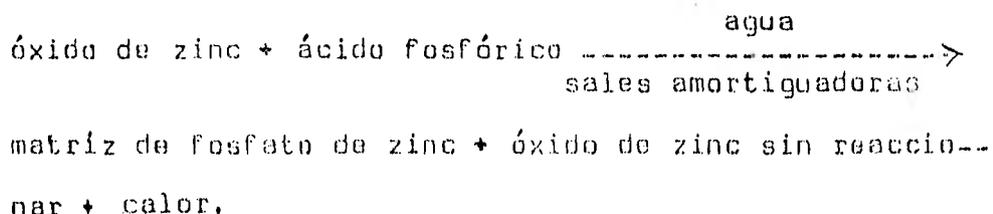
sión de la amalgama, los cuales son frecuentemente --
pigmentos para las estructuras dentales. (1)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company Saint Louis, 1978, 1,48 - 49
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana, México 7a. -- edición 30,440 - 443
3. Swartz M.L. Niblack B.F. Alter E.A. Norman --- R.D. and Phillips R.W. In vive studies on the penetration of dentin, by the constituents of silicate cement. J. Amer. Dent. Association. 76;573 - 578. 1968.

e) CEMENTO DE OXIFOSFATO DE ZINC.

El cemento de fosfato de zinc es fabricado con un componente líquido y polvo, el cual contiene un 90% de partículas de óxido de zinc, que forman la mayor parte de la reacción y proporciona casi la mayor parte de las propiedades del material. También se agrega al polvo cerca del 10% de óxido de magnesio y una pequeña cantidad de dióxido de silicón, la función de ambos es solo como productos accesorios del proceso de fabricación. El líquido contiene alrededor del 40% de ácido fosfórico y una cantidad aproximadamente igual de agua, el 20% restante del líquido está compuesto de sales de aluminio y fosfato de zinc, que amortiguan el ácido fosfórico para controlar el grado de la reacción de fraguado, la reacción que tiene lugar durante el fraguado puede ser resumida así:



La matriz formada por la reacción del ácido fosfórico sobre la superficie adyacente de óxido de zinc actúa como unión de las partículas sin reaccionar de óxido de zinc. El grado al cual la reacción se efectúa

es controlado por la temperatura de unión de las partículas, al fabricarse el polvo, la ionización (contenido de agua) del líquido al mezclarse y el calor acumulado por la reacción exotérmica. La unión del polvo, tamaño de las partículas, también su distribución y las sales amortiguadoras en el líquido, son específicas para un producto comercial dado. El contenido de agua del líquido es fijado por el fabricante pero se debe tener cuidado para que este balance no sea alterado por las condiciones de almacenamiento, tales como la exposición prolongada al aire y a la humedad antes de mezclarlos. La acumulación de calor en la mezcla recién hecha también acelera la reacción, pero este efecto puede ser controlado por el operador durante la manipulación. El calor exotérmico desprendido por la reacción puede ser disipado de la mezcla enfriando la superficie donde es mezclado, añadiendo el polvo poco a poco y espatulando sobre una superficie amplia de la loseta. Si el grado de la reacción es mantenido adecuadamente por las técnicas de manipulación, la viscosidad de la mezcla puede ser utilizada clínicamente como una guía para las propiedades físicas. La acidéz del cemento de fosfato de zinc en su mayor desventaja y aumenta cuando la viscosidad de la mezcla es menor. La penetración de los iones del ácido dentro de los túbulos

dentenarios puede crear una severa respuesta inflamatoria de la pulpa. Por lo tanto, es necesario tomar precauciones en el mezclado y en la colocación del cemento para que la pulpa tenga una reacción mínima. (1)

Es preciso regular con precisión el tiempo de fraguado del cemento. Si el cemento fragúa con rapidez excesiva, se perturba la formación de cristales, quebrándolos durante la mezcla del cemento o al colocar la incrustación o corona en el diente tallado y el producto fraguado será débil y falto de cohesión. Si el tiempo de fraguado es prolongado, alargamos innecesariamente la maniobra. Un tiempo de fraguado razonable a temperatura bucal para el cemento de fosfato de zinc está entre cinco y nueve minutos. (2)

Los factores que domina el dentista son:

1. Cuanto menor sea la temperatura durante la mezcla, se prolonga el tiempo de fraguado.
2. La temperatura se regula enfriando la loseta donde se efectúa la mezcla.
3. En algunos casos la velocidad a la que se incorpora el polvo al líquido, influye en el tiempo de fraguado en forma notable.
4. Cuanto más despacio se haga la incorporación de polvo a la mezcla, mayor será el tiempo de fraguado.

5. No se debe enfriar la loseta por debajo del punto de rocío, ya que la humedad altera las propiedades del cemento.

6. Cuanto mayor sea la cantidad de líquido en relación al polvo, más lento será el fraguado, porque el ácido atenúa la mezcla y se requiere más tiempo para que se entremezclen los cristales. (2)

A causa de la presencia del ácido fosfórico, la acidéz de los cementos, es bastante en el momento en que son colocados en el diente (3). Tres minutos después de comenzada la mezcla, el ph del cemento de fosfato de zinc es de 3.5 y a continuación el ph aumenta rápidamente, alcanzando la neutralidad dentro de 24 y 48 horas. El ph de una mezcla fluida es más bajo que un ph registrado en mezclas más espesas (2). Durante las primeras horas que siguen a la colocación del cemento, el ataque de su ácido no lesiona la pulpa. Sin embargo, estudios realizados con cemento de fosfato de zinc preparados con líquidos que contenían ácido fosfórico radiactivo, indican que en algunos dientes, el ácido del cemento penetra en la dentina a una profundidad de hasta 1.5 mm. (4) Así pues, si la dentina subyacente no está protegida de la infiltración de ácido, puede haber lesión pulpar por lo que se utilice el barniz como protección.

La consistencia de la mezcla inicial de polvo-líquido es de considerable importancia. Desde el punto de vista de las propiedades físicas, es conveniente que la mezcla sea de consistencia espesa. No obstante, la mezcla muy viscosa no está indicada para la fijación de incrustaciones o coronas, porque la mezcla no correrá fácilmente por debajo del colado, en consecuencia, la incrustación no calzará como corresponde. La consistencia del cemento se relaciona con la cantidad de polvo-líquido (2), siendo ésta de hebra o de hilo.

El espesor de la película de cemento no debe ser mayor de veinticinco micrones para el cemento de tipo I, los cuales están clasificados como cementos de grano fino y se utilizan para la cementación de colados de precisión; los cementos de tipo II, tienen un espesor de cuarenta micrones y son considerados cementos de grano mediano, útiles para todas las demás cementaciones.

Hay que mantener seca la cavidad donde se colocará el cemento mientras se prepara la mezcla de polvo-líquido, se la coloca en el diente y este endurece. Si se deja endurecer el cemento bajo una película de saliva, parte del ácido fosfórico se filtra en la superficie, quedando opaca y blanda, por lo que se disuelve fácilmente en los líquidos bucales.

La adhesión entre el cemento de fosfato de zinc

y la estructura dentaria o cualquiera de los materiales de restauración con los que entra en contacto no existe pero, sin embargo, siempre que se coloque una incrustación en la cavidad tallada, las superficies de la incrustación y de la superficie dentaria tienen irregularidades hacia las cuales entra el cemento en estado plástico. Una vez que endurece el cemento, estas extensiones, muchas de las cuales son espacios muertos, ayudan a dar retención a la incrustación, por esta razón, las superficies pulidas no tienen una retención tan grande cuando están unidas con cemento dental como cuando tienen las superficies levemente rugosas. Hay que volver a destacar que esta unión retentiva que se forma con este cemento y la mayoría de los demás cementos dentales es mecánica y no crea verdaderas uniones adhesivas, por lo que, la retención de la restauración está dada por la mecánica del diseño cavitario.

La resistencia de los cementos dentales se determina bajo la fuerza de compresión. Según la especificación Núm. 8 de la A.D.A. la resistencia a la compresión del cemento de fosfato de zinc no debe ser inferior a 700 kg/cm² al cabo de veinticuatro horas de hecha la mezcla. (2)

Siempre queda una delgada línea de cemento expuesta a los líquidos bucales en los márgenes, aún cuando

do la línea de cemento no se detecta fácilmente a simple vista. Se estimó que la agudeza visual en condiciones bucales es de unos cincuenta micrones. (5). Sin embargo, como se mencionó antes, sucede con frecuencia que estas anomalías marginales pasan inadvertidas, especialmente en la zona cervical de la restauración. Esta capa expuesta de cemento se disuelve gradualmente de modo que la incrustación puede aflojarse y formarse caries secundaria.

La especificación Núm. 8 de la A.D.A. dice que la solubilidad máxima del cemento de fosfato de zinc no debe exceder de 0.02%.

No obstante, cuando se sumerge el cemento en ácidos orgánicos diluidos, como ácido úrico, ácido siálico, ácido glutámico y amoníaco en concentraciones variables encontradas en la cavidad bucal, según la flora y las sustancias nutrientes presentes, la dilución es mucho mayor.

Al preparar el cemento de fosfato de zinc hay que iniciar la mezcla incorporando una pequeña cantidad de polvo del tamaño de la cabeza de un alfiler, este procedimiento ayuda a neutralizar la acidéz, posteriormente se incorporen pequeñas cantidades cada vez mediante un movimiento activo y rotatorio de la espátula. Se utiliza una superficie considerable de la loseta. Es una buena costumbre espatular unos veinte segundos después de agre

gar cada porción. El tiempo de mezclado no es crítico - y la terminación de la mezcla requiere aproximadamente un minuto y medio. (2)

Una vez colocada la incrustación, se mantendrá bajo presión hasta que el cemento frague, con la finalidad de reducir los espacios de aire. Durante todo el tiempo que dure el procedimiento, hay que mantener seco el campo de trabajo. (2)

Es necesario conservar el líquido del cemento - aislado del aire, en un frasco tapado. Se expondrá al - aire lo menos posible. Este líquido puede desequilibrar se químicamente mientras el frasco está abierto, por - breve que sea el tiempo de esta operación. (2)

En estudios donde se observó la acción antimicrobiana de los cementos dentales, se llegó a la conclusión de que algunos de los cementos provados tuvieron - acción bacteriostática y/o bactericida, encontrándose - el cemento de fosfato de zinc en tercer lugar de efectividad. (6)

La técnica de manipulación para el cemento de - fosfato de zinc puede ser alterada para lograr un mejoramiento de las propiedades del cemento y así la resistencia a la compresión del material puede ser disminuída al cementar. El espesor de la película puede ser ---

mantenido dentro de los límites aceptables y la posibilidad de un daño pulpar puede ser disminuída manteniendo los cambios de temperatura en el cemento similares a los obtenidos con la técnica temperatura del cuarto - temperatura de la loseta.

La técnica discutida por este reporte es por consiguiente:

1. Colocar la loseta de aluminio con cubierta de vinil en el refrigerador de 15°C a 20°C en una bolsa de plástico para prevenir la formación de hielo en la superficie.

2. Sacar la loseta cuando esté lista para el mezclado.

3. Secar rápidamente la loseta limpia.

4. Distribuir el doble de polvo y el líquido recomendado en la loseta.

5. Empezar el conteo.

6. Incorporar el polvo dentro del líquido sobre un área grande de la loseta por dos minutos.

7. Dejar que la mezcla permanezca sobre la loseta.

8. El instrumento para la colocación del cemento puede ser colocado debajo de la loseta, la restauración puede ser colocada en una esquina de la misma,

9. A los diez minutos de iniciado el conteo, colocar el cemento dentro del vaciado y ponerlo.
10. Remover el exceso de cemento. (7)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem oriented-approach. The C. V. Mosby Co. Saint Louis. 1978 1;44 - 45
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales, Interamericana, México 7a. edición. pp: 398 - 409.
3. Norman R. D. Swartz M. L. and Phillips R. W. Direct Ph. determination of setting cements. Parts I and II J. Dent. Res. 45;136 - 143 and 1214 - 1219, 1966
4. Hiblock B. F. Alter E. A. Norman R.D. and Phillips R. W. In vivo studies on the penetration of dentin by constituents of silicate cement. J. Dent. Res. 45;573 - 578, 1966.
5. Hiblock B. F. Alter E. A. and Paffenbarger G. C. The antimicrobial action of silicate dental restorations. J. Amer. Dent. Ass. 44;288 - 295, 1952
6. Antimicrobial action of dental cements.

J. Dent. Rest. 1979, Feb. 58 (2); 588 - 592.

7. Technic for mixing zinc fosfate cement.

J. Dent. Ass. April 1979, 98 (4); 559 - 564.

F) CEMENTOS DE POLICARBOXILATO DE ZINC.

El polycarboxilato es el más nuevo de los sistemas de cementos dentales y el único que presenta adhesión a la estructura dentaria (2)

Los cementos de polycarboxilato son fabricados en forma de polvo y líquido. El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico y copolímeros. El polvo es de composición similar al utilizado en los cementos de fosfato de zinc, principalmente óxido de zinc con algo de óxido de magnesio. También puede contener pequeñas cantidades de hidróxido de calcio, fluoruros y otras sales que modifican el tiempo de fraguado y mejoran las características de manipulación.(1) (2)

El cemento de polycarboxilato también se llama cemento de poliacrilato y como se mencionó, el polvo es principalmente óxido de zinc y el líquido tiene de un 30 a un 40% de ácido poliacrílico. La reacción entre el óxido de zinc y el ácido poliacrílico resulta de una matriz de acrilato que une las partículas de óxido de zinc sin reaccionar de una manera similar a las del cemento de fosfato de zinc. La reacción puede ser resumida así:

(1)

óxido de zinc + ácido poliacrílico ----->
matriz de poliacrilato de zinc + óxido de zinc sin reac-

cionar. (1)

De esta manera, la reacción y las propiedades -- físicas de la colocación del cemento dependen de la relación polvo-líquido.

Los líquidos del cemento son bastante viscosos, la viscosidad del líquido depende de la concentración y el peso molecular del ácido poliacrílico. Así, dentro -- de límites, los fabricantes pueden preparar cementos de viscosidad diferentes para usos específicos.

La relación polvo-líquido necesaria para obtener un cemento de consistencia adecuada para cementar, varía según las marcas, pero, por lo general, es de 1.5 partes de polvo por 1 parte de líquido por peso. (2)

No se deberá dispensar el líquido antes de hacer la mezcla, la exposición del líquido del cemento a la at mósfera, aún si es corto, genera una evaporación de agua suficiente para causar aumento significativo de la viscosidad. (2)

El polvo debe ser incorporado rápidamente al líquido en grandes cantidades.

El material deberá ser mezclado sobre una superficie que no absorba líquido, la loseta de vidrio tiene ventajas sobre el papel plastificado, que por lo general viene con el cemento, ya que la loseta se puede enfriar.

El enfriamiento retarda la reacción química y proporciona un tiempo de trabajo algo más prolongado. (2)

La mezcla debe estar concluída entre treinta y cuarenta segundos, con el objeto de dar tiempo para realizar la operación de cementación. Aunque la mezcla sea espesa en comparación con la mezcla de fosfato de zinc, el cemento de policarboxilato se escurre rápidamente y se convierte en una película delgada al ser sometido a presión, pero sin embargo, la pérdida del brillo de la consistencia elástica indica que la reacción de fraguado ha avanzado hasta el punto de que ya no se obtiene el espesor de la película satisfactorio ni la humectación adecuada de la superficie dentaria por parte del cemento. (2)

Este tipo de cemento brinda la oportunidad de obtener adhesión a por lo menos un componente de la estructura dentaria y para ello es necesario limpiar minuciosamente la superficie, y proporciona un mejor contacto entre el cemento y el diente. Hay que limpiar a fondo la cavidad tallada con agua y después aislarla, para impedir la contaminación con líquidos bucales. Se considera que la superficie se pueda secar con papel absorbente antes de cementar. (2)

La teoría dice que la adhesión del cemento a la estructura dentaria se produce mediante la quelación del

calcio en la apatita del esmalte y la dentina por los grupos carboxilo del ácido. También se ha sugerido que puede haber cierta unión con las proteínas del diente.

(2)

Como se mencionó anteriormente, el cemento de polycarboxilato, se adhiere a la estructura dentaria mediante la quelación del calcio, siendo la mayor unión en el esmalte que en la dentina. Con esta adhesión, la adaptación a la estructura dentaria aumenta y la filtración se minimiza. Aunque su ph es bajo, la cadena larga de polimerización inhibe la permeabilidad dentro de la dentina y los resultados son menores, sin ninguna respuesta pulpar en la colocación del cemento. Las propiedades más deseables se encontraron en una mezcla con gran cantidad de partículas de óxido de zinc sin reaccionar y una mínima cantidad de matriz. (1)

Fractura, ductibilidad, solubilidad y acidéz son todas las condiciones adversas comunes en sumo grado con cementos de larga proporción de matriz. La relación de polvo-líquido durante la mezcla determinará la relación final de polvo sin reaccionar hasta la matriz y regular las características físicas del cemento. (1)

(2)

El cemento de fosfato de zinc mezclado con una

consistencia para base es cuatro veces más fuertes que el cemento de óxido de zinc y eugenol con adición de polímero y dos veces más fuerte que el cemento de polícarboxilato. En rigidez, los módulos de cemento de fosfato de zinc es diez veces mejor que el cemento de óxido de zinc y eugenol reforzado (I.R.M.) y cuatro veces mejor que el cemento de polícarboxilato. Existe una pequeña diferencia de solubilidad entre los tres tipos de materiales. (3) Sólo el fosfato de zinc y polícarboxilato tienen una resistencia a la compresión suficiente a la requerida en la especificación Núm. 8 de la A.D.A. El cemento de óxido de zinc y eugenol reforzado (I.R.M.) tiene baja resistencia a la compresión, es adecuado para un recubrimiento provisional de la dentina, sin embargo, es fácil de removerlo con un escavador, cuando se desea completar el procedimiento. (1) - (2)

En suma, el cemento de fosfato de zinc es un cemento rígido y de alta resistencia, que provee una máxima protección, aislamiento y soporte físico en el diente donde existe debilidad por la pérdida de estructura dentaria, debido a la caries o a una fractura. El óxido de zinc y eugenol reforzado I.R.M. es un cemento poco rígido adecuado para la reconstrucción de pequeños

defectos internos en la preparación de la cavidad donde el mayor soporte puede proporcionarlo la dentina. Las propiedades del cemento de poliacarboxilato se colocan entre ambas, donde su mayor ventaja consiste en tener compatibilidad con las resinas restaurativas y unión adhesiva con el esmalte y la dentina. La respuesta biológica del tejido pulpar a los cementos dentales es más aceptable para el cemento de óxido de zinc y eugenol y cemento de poliacarboxilato, pero el cemento de fosfato de zinc puede producir de una moderada a una severa respuesta inflamatoria, cuando se aplica directamente en cavidades profundas. (2)

REFERENCIAS

1. Craig Robert G, Ph. D. Dental Materials a problem oriented approach. The C. V. Mosby Company. Saint Louis. 1978 1,47 - 48
2. Phillips Ralph W. Dr. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. México, 7a. edición 29,413 - 417.
3. Phillips R. W. Swartz M. L. and Rhodes B. F. An evaluation of a carboxylate adhesive cement. J. Amer. Dent. Ass. 81,1353 - 1359, 1970.

MATERIALES PARA OBTURACION

IV MATERIALES PARA OBTURACION

a) AMALGAMA

Objetivo de su uso:

- Restaurar la estructura dentaria conservado-
ramente, en la pérdida del tejido, en dientes postero-
res, o en dientes anteriores, donde la estética no es -
un factor esencial.

- Restituir la salud tisular en restauraciones
subgingivalos.

- Resturar la estructura dentaria en zonas ex-
tensas, en dientes posteriores, donde un colado de oro
está contraindicado por razones sociales y/o económi-
cas. (1)

El término "amalgama" describe una aleación de
mercurio con uno o más metales. La amalgama es una mez-
cla de metales, que se integran para formar una alea-
ción adecuada que pueda mezclarse con mercurio, produ-
ciendo una masa plástica, a este procedimiento se le co-
noce como amalgación. Una amalgama típica que ha sido -
fabricada por muchos años incluye; plata, estaño, co-
bre, zinc y mercurio en las siguientes proporciones. --
(1) (2)

C U A D R O

METAL	A.D.A.	ALEACION REGULAR.	ALEACION DE ALTO CONTENIDO DE CU- BRE.
Plata	65%	69%	40 a 60%
Estaño	29%	27%	25 a 30%
Zinc	2%	1%	0 a 1%
Cobre	6%	3%	12 a 30%
Mercurio	3%	0%	0%

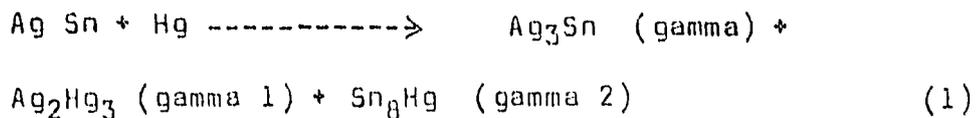
La especificación Núm. 1 de la A.D.A. no establece límites de composición, porque no se dispone de una prueba satisfactoria de corrosión. (1) (2) El porcentaje de composición no tiene certificación, cada componente es necesario para desarrollar una aceptación clínica, propiedades físicas y características de manipulación.

(1)

La plata es el principal componente en la aleación de la reacción y contribuye en las propiedades de compresión, el estaño contribuye en el proceso de amalgamación y en el desarrollo de la plasticidad, el zinc es principalmente usado para mantener la aleación limpia durante la fabricación y del mismo modo en la trituración y condensación y el cobre interviene en la compresión, dureza y en las características de la cristalización.

(1) (2)

La humectación de las partículas de la aleación con el mercurio, inician la reacción de la siguiente manera:



La plata aumenta la resistencia y disminuye el escurrimiento. Dentro de las composiciones prácticas, - las aleaciones que contienen cantidades más elevadas de plata tienden a mostrar una mayor capacidad de reacción que las de menor contenido de plata. Su efecto general es aumentar la expansión de la amalgama. (1) (2)

El estaño, que es el segundo componente, tiende a reducir la expansión o a aumentar la contracción de la amalgama, así mismo, reduce la resistencia y dureza. Cuando en el proceso de amalgamación el estaño se combina con el mercurio, se forma una fase estaño-mercurio - (gamma 2), esta es la fase más débil de la amalgama y - la causa de la baja resistencia a la tracción, el escurrimiento alto y la mayor corrosión. Dentro de los límites prácticos de regímenes de expansión y reacción, convienen aleaciones con menor contenido de estaño. (1)

(2)

Las aleaciones de plata-estaño son muy frágiles y resulta difícil triturarlas con uniformidad, salvo -- que incluyan pequeñas cantidades de cobre. (1) (2)

El mayor contenido de cobre endurece y confiere resistencia a la aleación, el escurrimiento disminuye y la expansión de fraguado tiende a aumentar. (1) (2) (3) Sin embargo, si en la aleación original la cantidad de cobre supera a la de su solubilidad, se observan los -- efectos inversos. La resistencia de la amalgama decrece y el escurrimiento aumenta. (1) (2). Recientes fórmulas con alto contenido de cobre en la aleación parecen resistir la corrosión, pues reducen la fase gamma 2. (3)

El uso de zinc en la aleación para amalgama, rara vez existe en cantidades mayores de 1%, y probablemente en cantidades tan pequeñas solo ejercerá una leve influencia en la resistencia y el escurrimiento de la -- amalgama. (1) (2)

Las aleaciones que no contienen zinc son más -- frágiles en forma de lingote y sus amalgamas tienden a ser menos plásticas. (1) (2)

El zinc se usa principalmente como desoxidante, actúa como depurador y es posible que el estaño se comporte de la misma manera, lamentablemente, el zinc, in-

cluso en cantidades pequeñas, produce la expansión anormal de la amalgama en presencia de humedad. (1) (2)

En las aleaciones preamalgamadas, la A.D.A. --- permite hasta un 3% de mercurio en la aleación, proporcionando únicamente una amalgama más rápida. (1) (2)

Aunque la A.D.A. no tiene requisitos para la -- plata, estaño, cobre, zinc y mercurio en lo que se refiere a su contenido en la aleación, es factible hacer variaciones incluyendo otros elementos si el fabricante proporciona los datos clínicos y biológicos adecuados -- para demostrar que la aleación no ofrece riesgos dentro de la boca. (1) (2)

En odontología, la aleación para la amalgama se presenta en diversas formas, como la limadura y las tabletas y en estas últimas se comprime la aleación hasta que adquiere la forma deseada, pero aún así las partículas pueden ser separadas fácilmente. También la forma y tamaño de las partículas es variada, pudiendo ser esféricas o irregulares. (2)

Algunas aleaciones para amalgama, en particular los sistemas de aleaciones esféricas, se contraen cuando se usan relaciones bajas de mercurio aleación. (2)

La amalgama de plata es el material más usado -- para la restauración de dientes en todo el mundo, cons-

tituyendo alrededor del ochenta por ciento de todas -- las restauraciones simples. (4) Una de las razones -- del excelente rendimiento clínico es la tendencia de -- la amalgama a disminuir la filtración marginal, no hay material de restauración que se adhiera al diente, por consiguiente, la penetración de líquidos y residuos es una de las causas más importantes de los casos, la -- amalgama proporciona solo una adaptación razonable a -- las paredes de la cavidad tallada. Por esta razón, se utilizan barnices cavitarios para aminorar la filtra-- ción alrededor de la nueva restauración. (1) (2)

La mínima filtración que existe cuando se usa este material, lo hace único en su género y tal parece, que a medida que la restauración envejece, la microfiltración disminuye cuando la restauración está -- bien hecha, no obstante, los dentistas observan diariamente fallas en las amalgamas, que se manifiestan como caries recurrente, fracturas, cambio dimensional y corrosión. (2)

El éxito de las restauraciones depende de muchas variables y de la atención que se les dedique, cada paso de su preparación, desde el momento en que se talla la cavidad hasta que se pule la amalgama produce un efecto definido en las propiedades físicas o químicas.

micas y por tanto, el éxito o el fracaso de la restauración.

El factor que interviene principalmente en la recidiva de caries y en las fracturas, es el diseño inadecuado del tallado de la cavidad. Un estudio clínico comprobó que por lo menos el cincuenta y seis por ciento de los fracasos son atribuidos a la violación de los principios fundamentales del tallado de la cavidad para amalgamas, en el que se considera el volúmen y la forma retentiva inadecuados, así como la extensión de los márgenes hasta las zonas relativamente inmunes. (1) (2) -- (3) (5)

En otro estudio, el cuarenta por ciento de los fracasos se atribuyeron a la mala preparación de la cavidad o a la contaminación de la amalgama en el momento de su condensación, (2) (3), de este porcentaje, se puede hacer el siguiente análisis, en el cual se dividen los factores que son regulados por el dentista y los que estarían bajo el control del fabricante.

Los factores regulados por el dentista son:

1. La relación mercurio-aleación.
2. La técnica y tiempo de trituración.
3. La técnica de condensación.
4. La integridad marginal y características ana

tónicas.

5. El terminado.

Los factores regulados por el fabricante son;

1. La composición de la aleación.
2. La velocidad con que el mercurio reacciona con la aleación.
3. El tamaño y la forma de las partículas y,
4. La forma en que se prevee la aleación. (2)

Una de las mediciones de rutina que se realizan en la amalgama dental, es el cambio dimensional durante el fraguado, la amalgama se expande o contrae durante su endurecimiento, según sea su composición y preparación, a este respecto, la composición de la amalgama es muy importante. (2)

La resistencia de la amalgama se mide bajo una carga de compresión, aunque en ciertos casos la resistencia a la tracción llega a ser más importante. Tanto el escurrimiento como la resistencia son considerablemente afectados por la composición y estas propiedades se hallan también bajo el control del dentista. (2)

Se puede hacer una restauración muy deficiente con la mejor amalgama, si el dentista no realiza apropiadamente los procedimientos de trituración y condensación. Es muy importante que el dentista conozca los

principios fundamentales de la manipulación y su efecto en las propiedades físicas.

Existen ciertas diferencias entre las aleaciones de lima duras y las esféricas, que merecen nuestra consideración, la resistencia inicial a la compresión en una hora de las amalgamas de partículas esféricas es veinticinco por ciento más elevada que la de las amalgamas hechas de aleaciones comunes del sistema básico plata-estaño. (6) Aunque desde que se introdujeron las aleaciones comunes cuyos valores de resistencia son muy semejantes, así mismo, se registró que las resistencias finales a la compresión y tracción de las aleaciones esféricas son superiores, como también lo es la resistencia marginal. (2)

Con las aleaciones esféricas se usan convenientemente relaciones mercurio-aleación que con las aleaciones cortadas en torno, la cantidad mínima posible de mercurio en la relación original es del orden de por lo menos cincuenta y dos a cincuenta y tres por ciento. (1) (3).

La condensación de la amalgama requiere fuerzas bastante intensas ejercidas sobre condensadores pequeños para conseguir propiedades óptimas de resistencia.

En aleaciones de tipo esférico se obtienen resistencias a la tracción comparables con sólo un décimo de las fuerzas de condensación. (1) (2)

La superficie de la restauración terminada es algo más lisa y no tan sembrada de orificios microscópicos, muy característicos de las restauraciones hechas de aleaciones corrientes, las aleaciones esféricas tienen una mejor expansión de fraguado, e incluso manifiestan una contracción leve durante el endurecimiento. (2) Sin embargo, no hay evidencia clínica de que la aleación esférica dé mejor servicio que la aleación convencional, pues la tendencia a la corrosión es similar (3).

Naturalmente, toda restauración de amalgama -- clase I compuesta y clase II, sea cual sea el tipo de aleación, demanda la colocación de una matriz. (1) (2) (3)

Se ha aceptado, por razones técnicas, que una amalgama dental se expanda levemente durante el endurecimiento, la expansión excesiva puede producir la protrusión de la restauración en la cavidad tallada, y se puede afirmar, que la contracción indebida aumenta la filtración alrededor de la restauración. Los límites de los cambios en las dimensiones establecidas en la

especificación Núm. 1 de la A.D.A. eran de cero a diez micrones al final de veinticuatro horas. Cuando una -- amalgama ha sido correctamente manipulada, no ocurren cambios dimensionales importantes, después de las doce horas de realizada la condensación. (1) (2).

Uno de los objetivos de la condensación es eliminar la mayor cantidad posible de mercurio libre, todo mercurio que exceda del que se precisa para produ-- cir la reacción de fraguado, afecta el cambio de dimen-- sión, cuanto mayor sea la cantidad de mercurio libre, mayor será la expansión, produciendo la protrusión de la restauración y la reducción de la resistencia de la misma. (2)

El otro factor que entra en juego es el tiempo de trituración, cuanto más prolongado es el tiempo de trituración, menor es la expansión o mayor es la con-- tracción de la amalgama. Si la trituración se mantiene constante, el efecto de aumento de presión de la con-- densación es reducir la expansión siendo de mayor im-- portancia en la obtención de la resistencia y escurri-- miento adecuados. (2)

Las amalgamas de aleaciones con partículas de tamaño más pequeño están sobretrituradas en compara-- ción con las partículas más grandes, siempre que las

otras variables de manipulación sean constantes. (1) - (2).

Hasta ahora todas las observaciones de los cambios de dimensiones de las amalgamas de plata eran de veinticuatro horas de duración. Aunque hay expansiones y contracciones pequeñas de algunos micrones durante los meses y años sucesivos, los cambios de dimensiones son mínimos después de las veinticuatro horas, sin embargo, si la humedad llega a contaminar la amalgama, se produce una expansión considerable. (1) (2) (3). Esta expansión comienza entre los tres y los cinco días y continúa por meses, alcanzando valores superiores a cuatrocientos micrones por centímetro. Este tipo de expansión es el que se conoce como expansión retardada o secundaria y que no hay que confundirla con la expansión que se produce cuando existe demasiado mercurio en la amalgama. La expansión retardada tiene que ver con el zinc de la amalgama, pero el contenido de zinc no es la causa directa de la expansión retardada. El efecto se debe a cierto tipo de corrosión relacionado con la presencia de zinc, este efecto no se registra en amalgamas carentes de zinc. (2)

Una vez condensada la amalgama, la superficie externa puede estar en contacto con la saliva, sin que

surja algún efecto negativo, en lo que se refiere a cambios dimensionales. La contaminación de la amalgama puede suceder en casi cualquier momento de su preparación y colocación en la cavidad. Si durante su trituración o condensación tocamos con la mano la amalgama que contiene zinc es factible que introduzcamos secreciones de la piel y si no mantenemos seca la zona de trabajo, la saliva puede contaminar la amalgama durante la condensación. (1) (2) (3).

En síntesis, cualesquiera que fueren las fuentes de humedad, antes de ser introducida la amalgama en la cavidad tallada, produce una expansión retardada si está presente el zinc. (2)

Es obvio que la resistencia suficiente para impedir la fractura es un requisito fundamental de todo material de restauración; la fractura, aunque sea una zona pequeñísima, o el desgaste de los márgenes, acelera la corrosión, la recidiva de caries y el fracaso clínico. Durante mucho tiempo se ha reconocido que la falta de una resistencia adecuada para soportar las fuerzas masticatorias es uno de los puntos débiles de la restauración de amalgama. Se observó que los defectos marginales eran más frecuentes que ninguno otro. (7). Con mayor frecuencia, estos defectos a fracturas de la

restauración y no del esmalte. Por esta razón, hay que diseñar adecuadamente la cavidad para proporcionar cierto volúmen de amalgama en las zonas marginales. Además, la amalgama debe ser manipulada de tal manera que se asegure la máxima resistencia, la resistencia a la compresión de una amalgama satisfactoria debe ser por lo menos 3200 Kg/cm^2 . Aunque la fuerza principal que actúa durante la masticación es la de compresión, las fuerzas son muy complejas y también toman parte fuerzas tangenciales y de tracción. Por ejemplo, en el istmo de una restauración compuesta las fuerzas de compresión que actúan sobre la cúspide adyacente restaurada, inducen una tensión tangencial que, a su vez, origina una tensión por tracción en la zona del istmo. La resistencia a la tracción de la amalgama, mucho menor que su resistencia a la compresión es de unos 500 Kg./cm^2 , o incluso menor. La resistencia a la tracción de la dentina es de unos 2800 Kg/cm^2 , por ello, la superficie de la sección transversal del istmo de la cavidad tallada debe ser suficiente para compensar su debilidad, por lo menos en parte. Por otra parte, la dentina tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo. Es por ello que hay que conservar lo más posible la estructura dentaria para evitar que la dentina se curve y aparte de la res-

tauración, o que se fracture por las fuerzas de masticación. (2)

Un factor a considerar es que los márgenes de las restauraciones de amalgama son especialmente vulnerables a esto, y se fracturan o rompen con frecuencia. (2)

Aunque la resistencia a la compresión no siempre es la principal propiedad física asociada con la fractura clínica de la amalgama, parece haber un ensayo seguro para determinar la resistencia a la compresión que indica, dentro de los márgenes razonables, el nivel de otras propiedades de resistencia. Agreguemos que las variables de manipulación que influyen en la resistencia a la compresión por lo general ejercen efecto comparable en las propiedades mecánicas. (2)

La resistencia a la compresión de la amalgama se mide, por lo común, a la temperatura ambiente, siendo que es de gran importancia clínica. Una amalgama debilitada por un calentamiento breve recupera su resistencia original en un lapso relativamente corto. (2) Sin embargo, cuanto mayor sea la temperatura, más prolongado será el tiempo necesario para restaurar la resistencia original. (2)

El régimen de cristalización es de considerable

interés para el dentista, el paciente suele ser despedido del sillón dental a los veinte minutos de realizada la trituración de la amalgama, y el interrogante de si la amalgama ha adquirido suficiente resistencia para poder funcionar es vital. Es probable que un elevado porcentaje de las restauraciones de amalgama que se fracturan lo hagan al poco tiempo de su colocación, en algunos casos pueden ser evidentes las manifestaciones clínicas, pero la fisura inicial puede producirse dentro de las primeras horas. La amalgama no adquiere resistencia con la rapidéz que hubiera convenido, al final de veinte minutos, la resistencia a la compresión es de solo seis por ciento de su resistencia final de la primera hora. (2)

En todos los casos, la resistencia inicial es baja y hay que advertir al paciente que no someta la restauración a fuerzas masticatorias intensas hasta -- por lo menos ocho horas después de realizada, en cuyo momento la amalgama alcanza de setenta a noventa por ciento de su resistencia máxima por lo que hacer dieta líquida en la siguiente comida es una recomendación -- prudente. (1) (2)

Cuando se realiza la técnica de condensación -- común, la magnitud de la resistencia inicial es afecte

da por la forma y el tamaño de las partículas de la aleación, es decir, las de grano fino y las esféricas aumentan la resistencia inicial. (2)

La disminución porcentual de la longitud durante las siguientes veinticuatro horas, se denomina escurrimiento, según la especificación Núm. 1 de la A.D.A., el escurrimiento no debe exceder del tres por ciento, a mayor temperatura, mayor es el régimen de escurrimiento, por ejemplo, se observó que en un periodo de veinticuatro horas, el escurrimiento de una amalgama a la temperatura ambiente con la eliminación de mercurio adecuada reduce considerablemente el escurrimiento, siendo este relacionado con la deformación, antes de que el material haya endurecido. (2)

Existe un solo requisito para el mercurio, y este es que sea puro, debido a que los elementos contaminantes comunes, tales como el arsénico, pueden originar lesiones pulpares y/o acelerar las propiedades físicas de la amalgama. Desafortunadamente, términos tales como "puro", "redestilado" o "tridestilado", no indican la calidad química del mercurio, la designación U.S.P. (Farmacopea de los Estados Unidos) escrita sobre la etiqueta del frasco de mercurio, no tiene contaminación superficial y contiene menos de 0.02% de residuo no volátil, es

tando este requisito en la especificación Núm. 6 de la A.D.A., por lo tanto, la elección de un mercurio que lleve la certificación de cumplir con este requisito asegura la necesaria pureza del mismo: (2)

Por otra parte, las amalgamas hechas de diversas aleaciones también presentan diferencias considerables en la velocidad de cristalización, desde este punto de vista, el dentista debe elegir una aleación que mejor se adapte a su ritmo individual de trabajo y a la técnica específica que utiliza. (2)

La cantidad en la relación aleación-mercurio adecuada, está dada por el fabricante, siendo que esta varía según las diferentes composiciones de la aleación el tamaño de las partículas, asimismo, los requisitos del dentista para su manipulación y condensación, siendo que la relación aleación-mercurio más usada es de $5/8$ o $5/6$. (1) (2)

El dentista dispone de una gran variedad de dispensadores de aleación-mercurio. Los dispensadores son bastante precisos, pudiendo confiar en ellos, si se les maneja correctamente. (9) Los de mercurio deben colocarse completamente invertidos, pues una inclinación inadecuada cambia la cantidad de mercurio dispensada indicada por el fabricante; por otro lado, cuando se encuen-

tran con menos de la cuarta parte de su contenido, algunos disminuyen la cantidad de mercurio especificada; asimismo, no se deben proporcionar dos cargas consecutivas sin antes regresar el dispensador a su posición original. (3)

Los dispensadores de aleación, son de dos tipos, siendo que uno se basa en la proporción volumétrica y el otro en la medición por peso. (2)

La medición volumétrica de un determinado peso de aleación depende del tamaño de las partículas de dicha aleación; y por consiguiente, hay que establecer el volumen de un dispensador para una determinada aleación y no usarlo para ninguna otra marca, es probable que la manera más conveniente de medir la relación aleación-mercurio es usando tabletas de aleación pre-pesada, debido a que tienen un peso bastante uniforme. (1) (2)

Sin embargo, las tabletas varían su peso de 4.5 a 6.4 gramos.(3) Por todas las consideraciones anteriores, se recomiendan dispensadores fijos para la aleación y el mercurio. (3)

Tradicionalmente se mezclaba o trituraba la aleación con el mercurio utilizando un mortero y su pistilo, pero se ha generalizado el uso de amalgamadores mecánicos, independientemente de la técnica empleada, -

la finalidad de la trituración es obtener la amalgamación de la aleación con el mercurio. Las partículas de aleación están cubiertas de una película mediante la amalgamación. El uso de amalgamador mecánico influye poco o nada en la resistencia y el escurrimiento de la amalgama, comparado con la trituración manual bien hecha, aunque tiende a reducir la expansión o a elevar la concentración característica de la amalgama, en compensación la amalgamación mecánica proporciona una mejor normalización y una técnica más eficiente para preparar la mezcla con rapidéz.

Por lo general, el dentista mide la cantidad y no la proporción de aleación-mercurio de acuerdo con el tamaño de la cavidad tallada; por lo tanto, hay que variar el tiempo de trituración en relación con el tamaño de la mezcla, naturalmente, cuanto mayor sea la mezcla, más prolongado deberá ser el tiempo de trituración; con experiencia se reconoce la consistencia apropiada.

Una vez hecha la mezcla, no hay que dejar la amalgama mucho tiempo sin condensarla en la cavidad preparada, hay que descartar toda amalgama que tenga más de tres minutos y medio, debiendo hacer otra nueva. Así a veces, se necesitan varias mezclas para una restauración grande. Cuanto mayor sea el tiempo que transcurre

entre la trituración y la condensación, mayor es la pérdida de resistencia, esta reducción de resistencia se debe en parte a la formación de las fases gamma 1 y gamma 2, durante la sucesiva condensación se rompen los cristales de gamma 1 y gamma 2, y la matriz de por sí debilitada, se debilita aún más. Otra razón de la disminución de la resistencia, es la reducción de la plasticidad de la amalgama con el tiempo. (4)

La finalidad de la condensación es forzar las partículas de aleación entre sí hacia todas las partes de la cavidad tallada, y al mismo tiempo eliminar el mercurio, y por lo tanto, conservar la suficiente cantidad de mercurio que asegura la completa continuidad de la matriz entre las restantes partículas de la aleación mediante este procedimiento se aumenta la resistencia y se disminuye el escurrimiento y la fluidéz.

La condensación siempre debe ser hecha entre cuatro paredes y un piso, una de las paredes o más, puede ser una delgada lámina de acero inoxidable, llamada matriz, la condensación puede hacerse con instrumentos mecánicos o manuales. (1) (2) (3)

En la condensación, uno de los factores más importantes es el tamaño de las porciones de amalgama que se llevan a la cavidad tallada, cuanto mayor es la por-

ción, más difícil resulta eliminar el mercurio de ella durante la condensación, las porciones pequeñas, es decir, de tres a cinco milímetros, también reducen la formación de huecos y mejoran la adaptación de la amalgama a la cavidad (10), por esta razón, al condensar debemos tomar porciones relativamente pequeñas forzando la punta del condensador, comenzando con el centro y, posteriormente se desplaza la punta del condensador hacia las paredes de la cavidad, hasta sobreobturarla. (2) -- (3)

Se recomienda iniciar la condensación con un instrumento de 0.8 mm. en el piso de la cavidad, posteriormente, se recomienda un instrumento de 1.5 mms. para terminar de condensar la amalgama en la cavidad, y una vez condensada en los márgenes oclusales, se puede utilizar un instrumento más grande para terminar sobreobturandó. (3)

En el comercio, hay una serie de aparatos que realizan la condensación más o menos automática; basándose en diferentes mecanismos, algunos ejercen fuerzas de impacto, otros llevan a cabo la condensación mediante vibración intensa; la condensación mecánica aumenta la resistencia inicial de la amalgama (11). Quizá, al usar la técnica mecánica, la resistencia final de las

amalgamas de aleación de corte fino sea algo superior, pero por lo general, no se prevén diferencias importantes con las dos técnicas. (2) (3).

Sin embargo, al utilizar el condensador mecánico de impacto, habrá que tener cuidado de no fracturar los márgenes de esmalte de la cavidad con los golpes. En estado plástico, la amalgama es incapaz de proteger las paredes adamantinadas, frágiles y débiles. Al igual que en la condensación manual, la adición de porciones grandes se convierte en la pérdida de resistencia y adaptación marginal.

Una vez condensada la amalgama en la cavidad, se talla la restauración dándole anatomía, si el tallado es muy profundo, el volúmen de amalgama, especialmente en las zonas marginales, disminuye, pudiendo fracturarse; no obstante, solo se comenzará el tallado de la amalgama cuando esta haya endurecido lo suficiente para ofrecer resistencia al instrumento de tallado.

Después del tallado, algunos operadores alisan la superficie de la restauración y los márgenes mediante el bruñido de la amalgama con una torunda de algodón.

El bruñido es un procedimiento seguro, bien hecho, mejora la adaptación marginal de la amalgama

(12) acrecienta la resistencia a la corrosión (13) y --
aumenta ciertas propiedades, tales como la dureza (14),
pero hay que tener cuidado de evitar la generación de --
calor durante el bruñido, debido a que toda temperatura
superior a 60°C genera liberación de mercurio (15), pro-
duciendo una mayor cantidad de este, en los márgenes --
provocando corrosión, fractura o ambas.

Independientemente de la lisura que presenta la
amalgama, antes de endurecer, es rugosa al cabo de vein-
ticuatro horas, incluso si se ha usado una aleación de
grano fino y se ha triturado a fondo, la superficie ta-
llada es rugosa y áspera a niveles microscópicos.

Hay que dejar el pulido al final de la restaura-
ción para cuando la amalgama haya cristalizado completa-
mente, siendo este, después de cuarenta y ocho horas de
haber efectuado la condensación. (16)

Para evitar la producción de calor, se recomien-
da el uso de un polvo abrasivo húmedo, por último, la --
restauración se debe considerar terminada, solo si está
pulida.

Se sabe que en la cavidad bucal las restauracio-
nes de amalgama dental frecuentemente se pigmentan, so-
bre esta base, se puede prever que los pacientes que to-
man una dieta rica en azufre o cuya higiene bucal ayuda

a la acumulación de azufre en la placa presentarán -- una pigmentación intensa.

Las diferentes fases presentes en la amalgama endurecida tienen diferentes potenciales de electrodo, y constituyen un excelente ejemplo de pila de corrosión, en la cual el electrolito es la saliva. Los productos de corrosión pueden entrar en los canalículos dentinarios, si no se los protege con barniz cavitario, todo el diente puede llegar a cambiar de color.

Siempre que esté en contacto una restauración de oro con una de amalgama, es posible esperar la corrosión de la restauración de amalgama, independientemente del estado de su superficie. En estas condiciones, se suele encontrar mercurio en la restauración de oro, y este se debilita como consecuencia de ello.

El mercurio no influye por sí mismo en la pigmentación y corrosión, sin embargo, las amalgamas con más alto contenido de mercurio sufren un deterioro en la superficie que acelera la pigmentación.

Un estudio sobre las causas de los fracasos de la restauración de amalgama, demostró que de un mil quinientas veintinueve restauraciones defectuosas, 16.6% fallaban debido a la excesiva expansión (16), como se mencionó anteriormente, se debe a la contami-

nación durante la trituración y la condensación de esta y según la teoría aceptada, la expansión retardada tiene origen en la presión interna ejercida por el hidrógeno, que es uno de los productos de corrosión entre el zinc, la amalgama y la humedad incorporada, la expansión comienza a los cuatro o cinco días de hecha la condensación, con frecuencia esta expansión produce un intenso calor, debido a que la restauración se acuña de tal manera contra las paredes de la cavidad, que se origina una presión contra la cámara pulpar, presentándose dolor entre diez y doce días después de colocada la restauración.

A continuación se hará mención de los artículos publicados en apoyo a los conceptos antes mencionados:

"Pigmentación de la amalgama golpeada de la mucosa oral. Un estudio clinicopatológico de doscientos sesenta y ocho casos."

Una serie de doscientos sesenta y ocho casos de amalgama golpeada es analizado tanto clínica como histológicamente.

La localización más común de la amalgama fué en gingival y en la mucosa alveolar, seguido por la mucosa bucal.

Histológicamente, la amalgama estuvo presente -

en los tejidos como pequeños gránulos finos oscuros y así fragmentos sólidos irregulares.

Los gránulos oscuros se encontraron colocados principalmente a lo largo de las haces colágenas y alrededor de vasos sanguíneos. Ellos también fueron asociados con las paredes de los vasos sanguíneos, vainas nerviosas, fibras elásticas, membranas basales del epitelio mucosal, fibras del músculo estriado y acinos de las glándulas salivales menores.

Los gránulos oscuros fueron también encontrados intracelularmente dentro de los macrofagos, células endoteliales y fibroblastos. Aunque en el cuarenta y cinco por ciento de los casos no había reacción tisular a la amalgama, en un diez y siete por ciento hubo una reacción macrofágica y un treinta y ocho por ciento presentó una respuesta inflamatoria crónica, usualmente en la forma de un granuloma de cuerpo extraño -- con células multinucleadas del tipo Langhans. Cuerpos asteroideales fueron solo encontrados en algunos de los cuerpos extraños de células gigantes. (21)

"El efecto de la colocación de márgenes de la restauración de amalgama de clase II en la acumulación de placa y salud gingival".

Los efectos tempranos de la restauración proxi

mal en lesiones cariosas, fueron investigados en una serie de treinta y seis superficies. En dieciocho lesiones, los márgenes cervicales de las restauraciones fueron extendidas subgingivalmente y en los márgenes fueron localizados supragingivalmente. Tres meses después de la restauración, la acumulación de placa no fué significativamente diferente de los niveles pre-restaurados. El grado de inflamación gingival, muestra un mejoramiento significativo después de la restauración, donde los márgenes cervicales fueron supragingivalmente terminados. Donde los márgenes fueron subgingivalmente terminados, una muy significativa deterioración en la salud gingival se presentó. (23)

"Reacción de la pulpa dental humana a la plata de las restauraciones de amalgama".

El efecto de la amalgama incluida de alta plasticidad inicialmente en cavidades de profundidad moderada y muy profundas.

En recientes estudios usando amalgamas de propiedades físicas y sellado conocidos, se concluyó que el alto contenido inicial de mercurio fué la razón principal por la cual había cambios pulpares y que clínicamente la filtración había sido menos importante.

El propósito de la presente investigación fué -

estudiar como un posible sellado insuficiente puede -- contribuir a los cambios pulpares bajo las restauraciones de amalgama de plata.

La influencia de bacterias en la interfase -- diente-obturación durante los cambios pulpares fué también estudiada.

El estudio consiste en veintiun premolares pares opuestos. Cavidades de profundidad intermedia fueron preparadas en trece pares y ocho pares con cavidades profundas.

Todas las cavidades fueron obturadas con amalgama de plata, mediante la técnica de humedad.

La restauración en un diente de cada par, fué sellada por una hoja de metal adherida, protegida por una banda ortodóntica cementada. Después de una semana, el diente fué extraído y examinado.

Histológicamente, en la pulpa del diente con -- restauraciones expuestas al ambiente oral, la frecuencia de la dilatación capilar y la inflamación celular en los odontoblastes en el límite de la zona rica en -- células asociadas con los túbulos dentinarios comprometidas en la cavidad preparada, fué insignificativamente más alta estadísticamente que en aquellas restauraciones sin sellado.

Pocas bacterias dispersas fueron encontradas en la pared de la cavidad en algunos casos. Eso incluye, - que en corto plazo la reacción pulpar fué influenciada por un sellado insuficiente, el cual se pudo desarro-
llar durante el período experimental como un resultado de factores externos, tales como la deformación dental y/o cambios en temperatura. No pudo ser establecida nin-
guna influencia de las bacterias en la pared de la cavi-
dad. (24)

"El efecto del operador en el comportamiento --
clínico de la amalgama".

En este estudio, el efecto del operador en el --
comportamiento clínico de la amalgama fué examinado, --
evaluando las características de las fracturas margina-
les de cuatro aleaciones colocadas por cuatro operado--
res.

Los resultados fueron los siguientes:

La fractura marginal fué influenciada por el --
operador, de aquí, que una atención cuidadosa, debe ---
darse al diseño de la cavidad y la técnica de condensa-
ción.

La interacción entre operadores y aleación fué
tal que, para la peor aleación no había diferencia cau-
sada por los operadores, para las aleaciones interveni-

das, hubo grandes diferencias provocadas por los operadores, y por la mejor aleación (sistema sin fase gamma 2) casi no hubo diferencia causada por los operadores. La diferencia en las características de la fractura -- marginal entre aleaciones fué mayor que la atribuída a los operadores. Esto manifiesta que todos los practicantes deben usar amalgamas que no presenten la fase gamma 2, porque dichas amalgamas actúan mejor clínicamente y son menos susceptibles a las variaciones en los operadores. (25)

"Matrices reforzadas para restauraciones con -- pins-amalgamas que reducen la microfiltración".

La considerable disminución de la microfiltra-- ción en las restauraciones compuestas reforzadas puede ser debida al firme ajuste de la banda matriz a la pa-- red gingival de la preparación, lo cual permite mejorar la condensación y el sellado marginal de la restaura-- ción. El compuesto de refuerzo (modelina) previene la - migración lateral de la banda durante la presión de la condensación. (26)

"Evaluación histopatológica y bacteriana de --- amalgamas convencionales y amalgamas cúpricas".

La respuesta de pulpas vitales en cambios y es-- tudios de inhibición bacteriana in vitro, fueron empleados

das en las nuevas amalgamas cúpricas, Shbraloy, Dispersalloy, Tytin y la amalgama convencional Shperaloy, --- las amalgamas fueron colocadas en cavidades recubiertas con ZOE y en cavidades sin recubrir, como control, fueron usados silicato y ZOE. Un total de ciento sesenta y cinco dientes de changos adultos fueron evaluados a los tres días, a las cinco y ocho semanas.

En tres días la respuesta pulpar por las amalgamas cúpricas, aparece en forma similar a la convencional Shperaloy, todas mostrando de una ligera a una moderada respuesta.

A las cinco semanas, la mayoría de las amalgamas mostraron una ligera respuesta pulpar con dentina tubular reparativa debajo de cada restauración. A la octava semana, la respuesta pulpar mostró una reducción de la respuesta inflamatoria caracterizada por una dentina tubular reparativa y con una zona uniforme de pre-dentina.

El control de recubrimiento con ZOE mostró una ligera respuesta donde el silicato muestra una moderada respuesta con inflamación crónica.

In vitro, el examen bacteriano revela que varias amalgamas tuvieron poco o nulo efecto inhibitorio de tres serotipos de Streptococos mutans que son más .

característicos en humanos. (27)

"Estudio fotoelástico de las concentraciones de fuerzas por la retención de pins en restauraciones con amalgamas".

Modelos fotoelásticos de restauraciones con pin-amalgama fueron construídas para simular diferentes relaciones entre pins-dentina-amalgama.

El efecto de la evaluación de las fuerzas de un pin es provocada por la rigidez axial y su capacidad de unirse con la amalgama. La fuerza producida por un pin rígido unido puede causar falla en la restauración. (28)

"Evaluación de la filtración marginal de la amalgama esférica con alto contenido en cobre".

Tres amalgamas esféricas con alto contenido en cobre y una aleación esférica convencional fueron comparadas observando la microfiltración en restauraciones de premolares en sesenta humanos. La evaluación fué hecha en una semana, un mes y tres meses, después de la condensación. Casi todas las aleaciones presentaron filtración en algún grado, siendo que fueron evaluadas por una gran filtración (clase IV) o una moderada filtración (clase 0, I, II y III) Tytin y Copralloy presentan una filtración significativamente menor que

el material de control. Este estudio indica que la menor falta de corrosión en la fase gamma 2, no incrementa la microfiltración de la restauración con amalgama cuando estos productos son usados. (17)

"Fractura marginal de la amalgama, efecto en el tipo de diente, restauración, clase y tamaño".

En este estudio, de la fractura clínica marginal de las restauraciones con amalgama, se encontró que la clase o tamaño de la restauración no intervienen en el comportamiento de la fractura, y un diseño contralateral, no se encontró que fuera necesario. Sin embargo, un ligero efecto fué encontrado para cada tipo de diente. (18)

"Comportamiento de ciertas amalgamas comerciales de alto contenido de cobre".

Los tipos de aleaciones y la integridad marginal de ciertas amalgamas comerciales disponibles con alto contenido de cobre, fueron valoradas. Después de una prueba clínica de dos años, los resultados indican que Dispersalloy, Cupralloy y Phasalloy, tienen la menor falla en los márgenes. Estas aleaciones fueron seguidas de cerca por Indiloy y Tylin, Shbraloy, Optaloy II, Valvalloy (una aleación tradicional), Micro II y Aristaloy CR, tienen una menor integridad marginal.

"Integridad marginal de las restauraciones con amalgama".

Se hicieron obturaciones con amalgama, usando aleaciones con corte torneado o partículas esféricas, colocadas en treinta y ocho cavidades clase II de estudiantes, una parte de cada cavidad fué dejada sin terminar, para ampliar las diferencias en la calidad de la preparación, mientras que el resto de las cavidades fueron bien terminadas. Las cavidades fueron reproducidas previas a la restauración, después del tallado, pulido y también después de uno y cuatro años. La evaluación de la calidad fué llevada a cabo clínicamente, usando un sistema de registro para la integridad marginal y por una investigación con microscopio electrónico de las réplicas. Después de cuatro años, las restauraciones obturadas con amalgama de corte torneado, demuestran mejor calidad que aquellas hechas con amalgama esférica. Ninguna diferencia pudo ser detectada debido a las variaciones en las técnicas de terminado marginal. (20).

"Comportamiento clínico de las amalgamas con contenido de oro".

En este estudio, el comportamiento clínico (fractura marginal) de amalgama con contenido de oro,

fué comparado con cinco amalgamas convencionales con fase gamma 2, y una sin fase gamma 2.

Los resultados mostraron que el comportamiento de la amalgama con contenido de oro, fué mejor que las amalgamas sin fase gamma 2 y de las cinco amalgamas -- que contienen fase gamma 2, cuatro fueron mostradas -- por ser inferiores a las amalgamas con contenido de -- oro. Una evaluación microscópica de cinco años de la -- restauración clínica hechas de esta aleación, reveló -- un patrón de corrosión poco común. (22)

REFERENCIAS

1. Craig Robert C. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company Saint Louis 1978. 1; 26 - 32
2. Ralph W. Phillips. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. México 7a. edición. 20; 257 - 268. 21; 270 - 284, 22; 285-309.
3. Wilmer B. Farnes, D.D.S. The dental clinics of North America, W. B. Saunders Company Philadelphia. London, Toronto. Vol. 70 No. 2, April -- 1976. A clinical view of Dental Amalgam.

- 385 - 395.
4. Mahler D. B. Plasticity of amalgam mixes. J. Dent. Res. 46; 708 - 713, 1967.
 5. Jorgensen, K. D. and Okuda R. Mercury leakage of amalgam capsules. Acta. Odont. Scand. 29; 461 - 469. 1971.
 6. Basker R. M. Spherical particle malgam. Brit. Dent. J. 130; 338 - 342, 1971.
 7. Mac. Rae P.D. Zacherl W. and Castaldi C. R. A study of defects in class II dental amalgam restorations in deciduous molars. J. Canad. Dent. Ass. 28; 491 - 502, 1962.
 8. Jorgensen K. D. Utani H. and Kanai S. The influence of temperature on the crushing strength of dental amalgam. Acta. Odont. Scand. 22; 547 - 556, 1964.
 9. Eames W. B. Mack R. M. and Auvenshine R. C. Accuracy of mercury/alloy proportioning systems J. Amer. Dent. Ass. 18; 137 - 141, 1970.
 10. Eames W. B. Factors influencing the marginal adaptation of amalgam J. Dent. Ass. 75; 629 - 637, 1967.
 11. Ryge G. Kickson G. Smith D. L. and Schoonever I. C. Dental amalgam. The effect of mechanical con-

- densation on some physical properties. J. Amer. -
Dent. Ass. 45; 269 - 277, 1952.
12. Kate S. Ukuse K. and Fusayama T. The effects of -
burnishing on the marginal seal of amalgam resto-
rations. J. Prosth. Dent. 19; 393 - 398, 1968.
 13. Svare C. W. and Chan K.C. Effect of surface treat-
ment on the corrodibility of dental amalgam. J. -
Dent. Res. 51; 44 - 47, 1972.
 14. Heady R. G. The effects of burnishing amalgam ---
upon some of the factors related to marginal ----
breakdown, Thesis, Indiana University School of -
Dentistry, 1970.
 15. Mitchel J. A. Dickson G. and Schoonever I. C. X -
ray diffractions of dental amalgam. J. Dent. Rest
34; 273 - 286, 1955.
 16. Wing G. Modern concepts for the amalgam restora--
tions. Dent. Clin. North Amer. 15; 43 - 56. -----
January 1971.
 17. House R. C. Patterson M. W. Pelleu G. B. Jr. Mc -
Coy R. B. An evaluation of the marginal leakage -
of spherical high - copper amalgam. J. Prosthet -
Dent. 1980 October, 44; (4); 423 - 425.
 18. Manler D. B. Marantz R. L. Marginal fracture of -
amalgam; effect of type of tooth and restoration

- class and size. J. Dent. Res. 59 (9); 497 - 500. September 1980.
19. Osborne J. W. Gale E. N. Clinical performance of certain commercial high - copper - content amalgams. J. A. Dent. Ass. 100 (6); 867 - 869, June 1980.
 20. Leidal T. I. Dahl J. E. Marginal integrity of amalgam restorations. Acta Odontol. Scand. 38 (2); 81 88 1980.
 21. Buchner A. Hansen L. S. Amalgam pigmentation (amalgam tattoo) of the oral mucosa. A clinicopathologic study of 268 cases. 49 (2); 139 - 147 February 1980.
 22. Mahler D. B. Marantz R. Atoy J. D. Clinical performance of a gold containing amalgam. J. Dent. Res. 58 (11); 2109 - 2115, November 1980.
 23. Gullo C. A. Powell R. N. The effect of placement of cervical margins of class II amalgam restorations on plaque accumulation and gingival health. J. Oral Rehabil. 6 (4); 317 - 322, October 1979.
 24. Møller B. Reaction of the human dental pulp to silver amalgam restorations. The effect of enclosing amalgam of initially high plasticity in intermediate depth or deep cavities. Swed. Dent. -

- J. 3 (2); 33 - 38 1979.
25. Mahler D. B. Marantz R. The effect of the operator on the clinical performance of amalgam. J. Am. --- Dent. Ass. 99 (1); 38 - 41, July 1979.
 26. Harrington W. C. Moon P. C. Crockett W. D. Shepard P. E. Reinforced matrices for pin - amalgam restorations reduce microleakage. J. Pros. Dent. 41 (6) 622 - 624, June 1979.
 27. Heys D. R. Cox C. F. Heys R. J. Leosche W. J. Avery J. K. Histopathologic and bacterial evaluation of - conventional and new copper amalgams. J. Oral. ---- Pathol. 8 (2); 65 - 80 April 1979.
 28. Dhuru U. B. McLachlan K. Kasloff Z. A photoelastic study of stress concentrations produced by reten--- tion pins in amalgam restorations. 58 (3); 1060 - 1064. March 1979.

b) RESINAS COMPUESTAS.

El uso de resinas sintéticas en odontología restauradora, se ha incrementado marcadamente en los años recientes, pues ellos han reemplazado a los cementos de silicato para restauraciones anteriores, varias de estas resinas han sido usadas como cementos, selladores de fosetas y fisuras, recubrimientos para áreas erosionadas de cemento y dentina, como material de aislamiento en restauraciones de oro, se usan como restauraciones conservadoras de lesiones cariosas en dientes anteriores, donde la estética es una consideración muy importante; en dientes anteriores donde estos han sufrido una fractura y/o en el tratamiento de defectos en el esmalte para propósitos estéticos únicamente. (1) (2). -- Con toda probabilidad nuevas resinas serán pronto desarrolladas y deberán poseer propiedades que competirán con algunas de las aleaciones actualmente utilizadas en odontología. (1)

La tecnología de las resinas restauradoras pasó por los siguientes estadios; primero fué la introducción de la resina acrílica sin relleno autopolimerizable, los sistemas compuestos fueron entonces introducidos para aumentar ciertas propiedades y para vencer algunos de los problemas que habían llegado a ser eviden-

tes clínicamente con las resinas sin relleno. Las mismas resinas compuestas sufrieron muchos cambios en su fórmula, mientras el advenimiento de las técnicas de grabado de esmalte vinieron a iniciar otra dimensión, mejorando notablemente la unión mecánica de estos sistemas no adhesivos de esmalte. En un intento para incrementar aún más esta unión, fueron introducidos agentes de unión al esmalte y por último, el desarrollo de sistemas de resinas compuestas con microrrelleno fueron diseñados para proveer una superficie con acabado más terso. (1)

Los sistemas de resinas compuestas fueron una consecuencia natural de la era de las resinas acrílicas sin relleno. La menor dureza y resistencia, la menor resistencia a la abrasión y el alto coeficiente de expansión térmica de las resinas acrílicas impuso una obvia limitación a su utilidad, pues son fuentes de posibles fallas. El término "compuestas" se refiere a la combinación tridimensional de al menos dos materiales químicos diferentes con una interfase distinta que separa los componentes, apropiadamente hechos, la combinación confiere propiedades superiores a las que los componentes activos tendrían por separado. Por lo tanto, un material de restauración compuesto es aquel en el cual se

ha agregado la máxima cantidad de relleno inorgánico a una mínima cantidad de matriz (elementos de unión) consistente en una resina polimerizable de cadenas cruzadas. (1)

La fabricación de tal material compuesto no es un accidente, la naturaleza del relleno, su forma geométrica y concentración, y el método para lograr una unión adhesiva entre el material de relleno y la matriz son algunas de las consideraciones que se hacen para lograrlo. Las propiedades físicas, químicas y la viscosidad de la resina no son, sino, solo algunos de los pocos factores importantes en la formulación de la matriz a la cual el relleno característico de estos materiales se añade. (1)

La matriz más común para las resinas compuestas es usualmente el sistema llamado BIS-GMA, aunque actualmente se encuentran disponibles algunas resinas compuestas que contienen otro tipo de matriz tal como el metacrilato uretano.

Diversos tipos de relleno son empleados, como vidrio, en forma de barras y esferas fueron comúnmente utilizados en las resinas compuestas, mientras que en los productos actuales se encuentran cuarzo y cristales de borosilicato. La composición, forma geo-

métrica y tamaño de las partículas (de ocho a treinta μ en los compuestos tradicionales) influyen en las propiedades de la estructura final. El uso de cristales conteniendo fluoruro de bario incrementa la radiopacidad. -- Las partículas son invariablemente recubiertas con un agente de unión tal como el vinil silano para promover la adhesión entre el material de relleno y la resina -- con el propósito de prevenir la penetración de agua en la interfase o el desalojamiento del relleno. Es bien conocido que si en la restauración se presenta microfiltración, la penetración de ácidos y otras sustancias -- puede conducir a la formación de caries secundaria y -- pigmentación marginal, además ha sido demostrado con -- los sistemas de resinas compuestas que si la filtración es severa, el resultado es una continua irritación pulpar e hipersensibilidad. Mientras que los fabricantes -- aseveran que sus materiales se adhieran a la estructura dentaria, es bien sabido, que ninguna resina restaurativa comercial, es actualmente adhesiva en el sentido clásico del término, todas dependen de la unión mecánica.

Una nueva serie de resinas compuestas se encuentran disponibles actualmente, se basan en el uso de partículas de relleno extremadamente finas y por lo tanto, son llamadas resinas con microrelleno o microfinas. Di

fieren de las resinas tradicionales en la naturaleza y tamaño del relleno, siendo el tamaño de las partículas de 0.04μ y es de silicio precipitado, el cual se encuentra por debajo de la longitud de onda de la luz visible y estas partículas de silicio microfino son usadas en el relleno total o parcialmente, combinadas con el relleno tradicional. (1)

La más interesante y buscada de las características de las resinas con microrrelleno es su capacidad de ser terminada en superficie extremadamente tersa, la cual ha sido siempre el mayor problema de las resinas tradicionales. Durante el terminado, se corta através de las partículas de relleno, que tienen una dureza y resistencia a la abrasión completamente diferente a la de la matriz de la resina, esto conduce a una superficie áspera, puesto que las partículas sobresalen de la matriz. En el caso de las resinas con microrrelleno, las partículas son desgastadas en la misma proporción que la matriz, por tanto, las superficies quedan tersas aún en el caso de que las partículas de silicio coloidal se lleguen a desalojar, las irregularidades de la superficie no son detectadas por el ojo.

Sin embargo, como en todos los materiales dentales, cuando su fórmula es cambiada para incrementar una

propiedad, existe siempre el riesgo de que otra caracte-
rística deseable pueda ser alterada. En el caso de las
resinas de microrrelleno, el problema es que debido al
tamaño de la partícula de silicio, que producen una ---
gran área de superficie, menor cantidad de relleno pue-
de ser incorporado, generalmente solo contienen el cua-
renta por ciento de relleno comparado con el setenta y
cinco a ochenta por ciento de la resina tradicional.
Ciertas propiedades son por lo tanto alteradas, como --
que la resina es más suave, tiene ligeramente mayor coe-
ficiente de expansión térmica, mayor contracción en la
polimerización y puede tener mayor absorción de agua, -
pero tal vez lo más importante es que la estabilidad --
del color no es tan buena como en las resinas tradicio-
nales. (1)

Respecto a las consideraciones biológicas de --
las resinas compuestas existen trabajos como los de ---
Bergvall y Brännström sobre los efectos bacterianos, in-
dicar que la contracción de la resina compuesta durante
la polimerización dejan un espacio entre las paredes --
de la cavidad y el material de obturación. (3) (4). --
Ellos encontraron que el espacio era de dos a veinte --
milimicras en la pared axial y de una a diez milimicras
en las paredes laterales de la cavidad referida. Es -

obvio que una bacteria puede entrar en ese espacio, e -
investigaciones recientes apoyan esta hipótesis. El tra-
bajo de estos investigadores y muchos otros demostraron
que las bacterias existen alrededor de las resinas. (5)
(6) (7) (8) (9) (10) (11). La presencia de bacterias de
bajo de las resinas compuestas en estudios recientes --
usando técnicas histobacteriológicas y cultivos para de-
terminar la presencia y composición de la microflora --
con o sin la aplicación de un limpiador antimicrobiano
y un recubrimiento cavitario determinaron que debajo de
las obturaciones en que sí se aplicaron, no hubo creci-
miento de bacterias y que en seis o siete de las cavi-
dades en que no se usó sí se encontraron bacterias. La --
composición de la microflora fué encontrada con microor-
ganismos estrictamente anaeróbicos y bacterias aeróbi-
cas, la flora observada fué similar a la de la placa --
bacteriana y no a la que se encuentra en la dentina ca-
reada o la saliva. Siendo que no se encontraron bacte-
rias debajo de las cavidades que fueron limpiadas y con
recubrimiento, se concluyó, que las obturaciones con re-
sina compuesta deben ser recubiertas pero que es imposi-
ble determinar la importancia de lavar la cavidad con --
un antimicrobiano antes de hacer la obturación. Aparen-
tamente en el espacio entre la cavidad y la restaura-

ción, algunos investigadores creen que su sola presencia causa reacciones pulpares. (5) (12). También creen que las resinas no son tóxicas para la pulpa y que la eliminación de bacterias es esencial para prevenir reacciones adversas, usando el agente limpiador antimicrobiano antes de la obturación. (3)

Trabajos en el laboratorio indicaron que las bacterias rodean las resinas pero que después del trauma operatorio inicial la respuesta inflamatoria disminuye y la pulpa aparecía normal con un área de dentina reparativa debajo de la preparación (13). Datos no publicados sobre la presencia de bacterias en intervalos posoperatorios de ocho semanas demuestran que no hay inflamación asociada causada por las bacterias, esto no significa que las bacterias no afecten la pulpa, pero sí así es, todos los dientes restaurados con resinas compuestas eventualmente tendrían que ser atendidos por el endodoncista y todavía no sucede que se dé ese caso, pues diariamente se amplían resinas compuestas con resultados clínicos exitosos. Por tanto, la importancia clínica de las bacterias en el espacio entre la cavidad y la restauración es incierta. A pesar de ello, se sigue creyendo que hay que eliminar las bacterias que se encuentran en el espacio que rodea a las resinas com-

puestas, la causa de su presencia es la microfiltración y su existencia en la cavidad antes de la colocación de la resina.

La microfiltración se disminuye considerablemente, llegándose a eliminar completamente por medio del grabado del esmalte y el uso del agente de unión, o sea, la resina de baja viscosidad, antes de la colocación de la resina compuesta en la cavidad, no es suficiente para grabar el esmalte únicamente antes de colocar la resina, debido a que no previene el crecimiento de las bacterias en las paredes de la cavidad. (14) (15) (16) (17) (9).

Debido a que el uso de agentes para grabar el esmalte provocan respuestas perjudiciales en la pulpa, es necesario el uso de un recubrimiento cavitario antes de grabar el esmalte y del uso de cualquier agente para limpiar cavidades. (11) (18) (19) (20) (21) (22) (23).

Los agentes de unión, es decir, la resina sin relleno y de baja viscosidad, no producen respuesta pulpar distinta a la resina compuesta, ya que son esencialmente el mismo material. (14) (19) (21).

Las resinas compuestas con microrrelleno producen la misma respuesta pulpar que las resinas compuestas convencionales (13) (25). Las resinas de curado

por medio de luz ultravioleta, producen la misma o menor respuesta pulpar que las resinas compuestas. (26) (27) (28).

La aplicación de recubrimientos cavitarios como el dycal y el cavites, son absolutamente necesarios previos a la colocación de la resina compuesta, debido a que actúan como agentes germicidas y minimizan la irritación pulpar. (29) (30).

El grabado con ácido para las resinas compuestas puede ser visto como una cadena de pasos, en los cuales cada uno de ellos es una importante unión para el siguiente. El éxito clínico del método depende no solo de la comprensión de la importancia del resultado de cada paso, sino también de las consecuencias de alejarse accidental o deliberadamente de las normas de cada técnica. (31)

La limpieza mecánica del esmalte es el primer paso importante clínicamente, en el proceso del grabado del esmalte. La máxima fuerza de unión se desarrolla únicamente cuando se realiza una profilaxis sobre el diente que se va a grabar, (32) de lo contrario, el esmalte seguirá contaminando por microorganismos y remanentes de la cutícula del esmalte. (33)

Es evidente que el ácido por sí mismo, no puede

remover todos los contaminantes del esmalte, esto es - especialmente cierto en lo que se refiere al cálculo, el cual solo puede ser removido por medio del raspado del esmalte. Debido a que existe interés respecto a la interferencia en el grabado por los aceites aromáticos, glicerina y fluoruro de las pastas comerciales, se recomienda el uso de una solución de piedra pómez y fluoruro. Sin embargo, ninguna evidencia clínica o de laboratorio ha sido presentada, que prevenga el uso de pastas comerciales, aún aquellas que contienen fluoruro. Estudios recientes han demostrado que no existe diferencia en el comportamiento clínico de un sellador cuando se usan pastas para profilaxis con fluoruro y sin el (34) a pesar de que investigaciones más profundas son necesarias.

El uso de copas de hule puede ser preferido al de cepillos de cerda, los cuales pueden dañar la encía causando salida de exudado y por tanto la probable contaminación del área operatoria, pero no existe diferencia en la eficacia de ambos para remover la placa bacteriana. (35) (36)

Fus y May, reportaron que en una profilaxis bucal con cepillo, se remueve aproximadamente once micrones de esmalte, comparado con cinco micrones con copa -

de hule (37).

El siguiente paso después de haber secado y -- aislado el diente de la saliva, es la aplicación del ácido por medio de una torunda de algodón, un pincel o una mini-esponja. El objeto es frotar muy suavemente el ácido sobre la superficie del esmalte durante un minuto para un efecto máximo. Se ha sugerido que en áreas con fluorosis se aumente el tiempo de aplicación de dos minutos (38). Es importante que después del grabado no se roce o toque el esmalte, para evitar que los frágiles -- prismas del área descalcificada se rompan, lo cual resultaría en un detrimento en la fuerza de unión de la -- resina. (39).

El ácido fosfórico es el agente de elección para grabar el esmalte, (40) (41), comercialmente se encuentra disponible en solución o en gel, también la concentración varía aproximadamente desde el treinta al se senta y cinco por ciento. Se ha demostrado que concentraciones menores al treinta por ciento no son aceptables porque después de la acción del ácido sobre el esmalte, éste permanece insoluble como un contaminante en la superficie (42), en concentraciones de más del treinta por ciento se forma una sal de monohidrato monoclíci co soluble, lo cual puede ser removida por el lavado --

con agua (31).

Existe un incremento en la profundidad del grabado de esmalte conforme la concentración del ácido fosfórico es disminuída. (43) (44). En el laboratorio se demostró un incremento significativo en la fuerza de tracción de la unión cuando se usaba ácido fosfórico al treinta por ciento comparada con la misma solución al cincuenta por ciento (31)

Sin embargo, otros estudios reportaron que no había diferencia significativa en la fuerza de unión entre estas dos concentraciones (45) (46) (47). Otros estudios revelaron en análisis clínicos que las concentraciones desde el treinta y siete por ciento al cincuenta por ciento tenían una fuerza de unión similar (48).

En otro estudio de laboratorio se encontró que las fuerzas de unión eran mayores cuando se utilizaba un gel en lugar de una solución (49). Sin embargo, otros reportes indican lo contrario (50).

Observaciones clínicas parecen no reportar ninguna ventaja sobre el uso del gel o del líquido, excepto el control más fácil en la colocación del gel. (31)

Existe controversia acerca del tiempo de lavado, después del grabado de esmalte, según se use solución para grabar y la concentración de estos. (51) (52)

(53) (54), desde el punto de vista clínico, se recomien da el lavado durante quince segundos cuando se trata de la solución y sesenta segundos cuando se utiliza el gel esto es debido a que el gel queda atrapado en los microporos del esmalte, evitando la penetración de la resina. (31) :

En la aplicación de la resina, la superficie debe ser secada y descontaminada en el caso de que la superficie haya estado en contacto con la saliva, debido a que las proteínas salivales serán absorbidas por la superficie del esmalte alterando la fuerza de unión entre la resina y el esmalte (39), si la saliva ha contaminado el esmalte se deberá regrabar durante diez segundas. (39).

La penetración de la resina en los microporos del esmalte no depende de la viscosidad de la misma --- (55) (56), para aumentar la unión en el tejido, se debe colocar la resina antes de que empiece a polimerizar.

La profundidad de las prolongaciones de la resina en el esmalte prismático es de aproximadamente veinte μ (57) (58) (59), mientras que en el esmalte no --- prismático es únicamente de cinco μ (60). duplicando el tiempo de grabado en dientes primarios donde el esmalte es aprismático o tallando muy ligeramente la superficie

se logra aumentar la penetración de la resina y así -- incrementar la retención. (61)

La penetración de la resina dentro de los prismas del esmalte longitudinalmente expuestos como sucede en las fracturas de los ángulos incisales, es aproximadamente de cinco μ (52), para aumentar la penetración de la resina en estos casos, se recomienda biselar, la terminación en hombro achaflanado o en bisel -- además de aumentar la retención, disimula la terminación de la restauración. (51).

El único caso en que se puede grabar la dentina se presenta en la erosión cervical, debido a que -- en esta condición idiopática, los túbulos dentinarios se encontraron esclerosados y por tanto, impermeabilizados por la formación de dentina secundaria. El acondicionamiento con ácidos produce la apertura de los túbulos aproximadamente treinta μ , y la aplicación de la resina de unión incrementa la fuerza de retención de -- la resina. (63). Con esta técnica se forma una unión química por inclusión del calcio de la dentina ; fíjase por la formación de prolong. later. de resina dentro de los túbulos (64), lo cual explica el óxido efímero de este sistema, para el tratamiento conservador de -- los casos de erosión cervical.

La deterioración de la resina compuesta debajo de cargas pesadas oclusales dá como resultado cambios en la superficie que ocurren después de un determinado número de años de servicio. (65)

Durante la función masticatoria normal, las fuerzas de la arcada opuesta son transmitidas por medio del bolo alimenticio, a las partículas que están cerca de la superficie de la restauración de composite, estas fuerzas son entonces transmitidas a la matriz de la resina, provocando una microfRACTURA alrededor de la matriz, llevando a cabo una pérdida de partículas quitándolas de su posición, se ha demostrado que el grado de pérdida del material está entre 0.1 y 1.0 μ , por día, y esto está directamente relacionado con la posición anatómica del diente, ya que mientras más distalmente esté colocado en la arcada, mayor será el grado de desgaste (65).

En conclusión, las resinas compuestas no están recomendadas para restauraciones posteriores, ya que en primer lugar, pueden ocasionar una supraerupción del diente, y una migración interproximal, debido al desgaste del material. Los composites solo se recomiendan en dientes posteriores primarios, tomando en cuenta sus inconvenientes. (65).

Mencionaremos algunas consideraciones prácticas para el uso de resina compuesta y grabado de esmalte.

La forma de obtener la superficie más tersa en una resina compuesta, es la que se adquiere cuando se pone en contacto la resina con la matriz de mylar. ---- Cuando se rebaja y pule la resina compuesta, la matriz se desgasta más fácilmente, en comparación con el relleno, lo cual resulta en una superficie irregular, que no necesariamente se advierte a simple vista, y por lo tanto susceptible de acumular partícula de comida y pigmentos, por lo tanto, se ha sugerido que la superficie tersa que se obtiene con la banda de mylar es rica en resina (matriz) y por consiguiente menos resistente y susceptible al desgaste; sobreobturando la cavidad y recontorneándola, se puede minimizar este factor, aunque como ya se mencionó, se obtiene una superficie irregular. -- (66).

¿Puede la resina recién mezclada unirse a la resina ya polimerizada?

La resina endurecida presenta una superficie con una gran cantidad de material de relleno que no puede fácilmente unirse a la resina compuesta, recientemente mezclada, la matriz de la resina que se obtiene por contacto con una nueva mezcla de resina que no

polimerizaba, es mínima, por tanto, la unión entre ambas no es completa, tallando la superficie de la resina ya polimerizada puede ayudar a eliminar partículas de relleno y presentar mayor cantidad de matriz pero el éxito de la unión es cuestionable. Sin embargo, muchas presentaciones de resinas compuestas tienen un componente de resina sin relleno que permite una unión efectiva de la resina vieja con la nueva.

Un factor que influencia el éxito de la unión de ambas resinas es la absorción de agua por la resina vieja, lo cual disminuye la efectividad de la unión.

La colocación de una resina compuesta es un procedimiento difícil, debido a que no se puede ejercer presión sobre ella, tiende a salirse de la cavidad y frecuentemente se adhiere al instrumento con el que se coloca, instrumentos de plásticos, tubos jiffy, jeringas para resina e instrumentos con recubrimiento de teflón son apropiados para la colocación de la resina, estos ayudan a obtener una restauración libre de burbujas.

El óxido de zinc y eugenol evita la polimerización de las resinas acrílicas si se encuentran en contacto con él, sin embargo, las resinas compuestas no son exactamente acrílicas, muchas de las resinas compuestas actuales endurecen completamente cuando se las

coloca O.Z.E., pero algunas no, por lo tanto, se recomienda leer las indicaciones del fabricante. Se ha reportado que a pesar del endurecimiento de la resina algunas de sus propiedades físicas son ligeramente modificadas cuando se colocan sobre O.Z.E., sin embargo, se debe considerar que esa pequeña pérdida es compensada por los beneficios biológicos que se derivan de la aplicación del O.Z.E. cuando es necesario. Se debe recordar que los cementos de O.Z.E. reforzados contienen dos tercios menos de eugenol en el componente líquido por lo que son menos capaces de alterar las propiedades físicas de la resina compuesta.

Cuando se utiliza el O.Z.E. se debe esperar a que endurezca antes de colocar la resina. (66).

Es necesario pulir la restauración, ya que la superficie rugosa provoca la acumulación de gérmenes, detritos y placa, así como lucir inattractiva y sintiéndose rugosa al tacto con los labios, lengua y carrillos (66).

El uso de una fresa de carburo en forma de flama, una piedra verde, se recomiendan para remover el exceso de resina compuesta y alisar sus contornos. (66)

Los factores que manchan las resinas compuestas se relacionan con la inestabilidad química, placa den-

tal, absorción de agua, escasa higiene oral y superficie rugosa (65).

Las pastas dentales pueden tener componentes químicos que son dañinos a las resinas compuestas, especialmente aquellos que contienen cloroformo.

Accepted Dental Therapeutics. Ed. 35 American Dental Ass. pp. 309 - 310, menciona que algunas pastas dentales contienen arriba de tres por ciento de cloroformo, siendo algunas de estas Close Up, Macleans, y Ultra Brite, provocando la alteración de la superficie en la resina, ya sea la debilitación de la misma y/o decoloración, otros agentes nocivos a las restauraciones de resinas compuestas son el alcohol, acetona, tabaco, solventes orgánicos en medicamentos y anestésicos. (66).

REFERENCIAS

1. Ralph W. Phillips M.S.D. Present Past and Future - Composite Resin Systems. Dental Clinics of North - America. Vol. 25 No. 2 pp. 209 - 218, 1981.
2. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem-oriented approach. The C.V. Mosby Company. Saint - Louis. 1978, 1;10 - 18.
3. Ronald J. Heygs D.D.S., M.S. Biologic Considera- --- tions of Composite resin. Dental Clinics of North America. Vol. 25 No. 2 pp. 257 - 269, 1981.
4. Bergvall O., and Brännström M.; Measurements of -- the space between composite resin fillings and --- cavity walls. Swed. Dent. J. 1971, 64; 217 - 226.
5. Brännström M. and Nyborg H.; Pulp protection by a cavity liner applied as a thin film beneath deep - silicate restorations. J. Dent. Res. 50;90, 1971.
6. Brännström M. and Nyborg H.; The growth of bacteria and the effect on the pulp cavity treatment with a microbicidal fluoride solution. J. Prosthet Dent. - 1973, 30;303.
7. Dickey D. M. El - Kafrawy A.A. and Mitchel D.F.; -- Clinical and microscopic pulp response to a compo- --- site restorative material. J. Am. Dent. Ass. 86; -- 106, 1974.

8. Quist V.: Pulp response in human teeth to tooth-colored filling materials. Scand. J. Dent. Rest. 85;305, 1977.
9. Quist V. and Quist J.: Marginal leakage along --- concise in relation to filling powders. Scand. J. Dent. Res. 85;305, 1977.
10. Skogedal G. and Erickson H. M.: Pulpal reaction -- to surface sealed silicate cement and composite -- resin restorations Scan. J. Dent. Res. 84;381, --- 1976.
11. Vojinovic O. Buborg R. and Brännström M.: Acid ---- treatment of cavities under resin fillings. Bacte- rial growth in dentinal tubules and the pulpal res- ponse. J. Dent. Res. 52;1189, 1973.
12. Brännström M. and Nyborg H.: The presence of bac- teria in cavities filled with silicate cement and composite resin materials. Svensk Tandlak Tidskr. 64;149, 1971.
13. Heys R.L., Heys D. R. Cox C. F. et al.: The histori- cal effects of composite resin material on the --- pulps of monkey teeth. J. Oral, Pathol. 6;63, --- 1977.
14. Brännström M. and Nordenvall J.: Bacterial penetra- tion, pulpal reaction, and inner surface of Concise

- enamel bond composite fillings in etched and -----
unetched cavities. J. Dent. Res. 57,3, 1978.
15. Hembree J. H. and Andrews J.T.; Microleakage of se
veral acid etched composite systems. I.A.D.R. -----
Abstracts No. 309, 1976.
16. Lunscher B. Lutz F. Oshsenbein H. et al.; Micro---
leakage and marginal adaptation of composite resin
restorations J. Prosthet Dent. 39;409, 1978.
17. Ortiz R.F. Phillips R. W. Swartz M.L. et al.; ---
Effect of composite resin bond agent on microlea--
kage and bond strength. J. Prosthet. Dent. 41;51,
1979.
18. Buonocore M.C.; A simple method of increasing adhe
sion of acrylic filling materials to enamel sur---
faces. J. Dent. Res. 50;125, 1955.
19. Cotton W. R. and Siegel R. L.; Human pulpal res---
ponse to citric acid cleanser. J. Am. Dent. Ass. -
96;639, 1978.
20. Ericksen H. and Leidal I. J.; Monkey pulpal respon
se to composite resin restorations in cavities ---
treated with various cleansing agents. Scand. J. -
Dent. Res. 87;309, 1979.
21. Heys D. R. Heys R. J. Cox C. F. et al.; Pulpal --
response to meta etching agents. J. Mich. Dent. --

Assoc. 55:74, 1976.

22. Johnson R. H. Chistensen G. J. et al.; Pulpal irritation due to phosphoric acid component to silicate cement. Oral Surg. 29:447, 1970.
23. Retief D. H. Austin J. C. and Fatti L.P.; Pulp response to phosphoric acid. J. Oral. Pathol. 3:114, -- 1979.
24. Skogedal O. and Erickson H. M.; Pulpal reaction of surface sealed silicate cement and composite resin restorations Scand. J. Dent. Res. 84:318, 1976.
25. Stanley H.R. Boven R. L. and Folio J.; Compability of various materials ingredients. J. Dent. Res. 58: 1507, 1979.
26. Stanley H. R. Myers C. L. Heyde J.B. et al.; Pri--- mate response to ultraviolet light cured restora--- tive material. J. Oral. Pathol. 1:108, 1972.
27. Bloch W. W. Austin J. C. Cleaton - Jones P. P. com- posite material. Fotofil J. Oral. Pathol. 6:278, -- 1971.
28. Heys R. J. Heys D. R. Cox C. F. et al.; Histopatho- logic evaluation of three ultraviolet activated --- composite resins in monkey pulp. J. Oral. Pathol. - 6:317, 1977.
29. Mjör J. A.; Histologic demonstration of bacteria --

- subjacent to dental restorations. Scand. J. Dent. Res. 85;169, 1977.
30. Quist J. Quist V. and Sambjerg Hansen H.; Bacteria in cavities beneath intermediary base materials. -- Scand. J. Dent. Res. 85;313, 1977.
 31. A. John Gwinnett B.D.S., L.D.S.R.C. S. Ph. D. of -- North America. Vol. 25, No. 2 271 - 286, 1981.
 32. Miura F. Kakagawa K. and Jshisaki A.; Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. Bull Tokyo Dent. Med. Univ. 20;245, 1973.
 33. Gwinnett A. J.; The scientific basis for the sealant procedure. J. Prev. Dent. 3;15, 1976.
 34. Skey Z. and Houpt M.; The clinical effectiveness of Delton fissure sealant after forty - five months. - Abstract 642, J. Dent. Res. 59;428, 1980.
 35. Galil K. A.; Scanning and transmission electron microscopic examination of occlusal plaque following tooth brushing. J. Can. Dent. Ass. 41;499, 1975.
 36. Taylor C.V. and Gwinnett A. J.; A study of the penetration of sealants into pits and fissures. J. Am. Dent. Ass. 87;1181, 1973.
 37. Pus M.D. and Way D. C.; Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using -- various clean up techniques. Am. J. Orthod. 77;269,-

- 1980.
38. Gourley J.; A one year study of a fissure sealant --
in the two Nova Scotia communities. J. Can. Dent. --
Assoc. 40:549, 1974.
 39. Hormati A. A. Fuller J. L. and Denahy G. E.; Effects
of contamination and mechanical disturbance on the -
quality of acid etched enamel. J. Am. Dent. Ass. ---
100:34, 1980.
 40. Brauner G. and Termini J. D.; Bonding of bovine ----
enamel to restorative resin. Effect of pretreatment
of enamel. J. Dent. Res. 51:151, 1972.
 41. Gwinnett A. J.; Histologic changes in human enamel -
following treatment with acidic adhesive condition--
ing agents. Arch. Oral. Biol. 16:731, 1971.
 42. Chow L. C. and Brown W. E.; Phosphoric acid condi---
tioning of teeth for pit and fissure sealant. J. ---
Dent. Res. 52:1158, 1973.
 43. Gwinnett A. J. and Buonocore M. G.; Adhesives and --
caries prevention; A preliminary report. Br. Dent. -
J. 119:77, 1965.
 44. Silverstone L. M.; Fissure sealant; Laboratory -----
studies Caries Res. 8:2, 1974.
 45. Ratief D. H.; Failures at the dental adhesive - et---
ched enamel interfaces. J. Oral. Rehabil. 1:201, 1974

46. Retief D. H.; The use of 50 per cent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics. A rational approach. Am. J. Orthod. 68:162, 1975.
47. Williams B. von Fraunhofer J. A. and Winter G. B.; Etching of enamel prior to application of fissure sealants. J. Oral. Rehabil. 3:185, 1976.
48. Corelick L.; Bonding metal brackets with a self polymerizing sealant composite. A 12 months assessment. Am. J. Orthod. 71:542, 1977.
49. Maijer R.; Enamel pre-treatment in direct bonding of orthodontic attachments. Thesis University of Toronto. 1976.
50. Mannerberg E.; Appearance of tooth surfaces observed in shadowed replicas. Odont. Revy. (Suppl.) 6:110, 1960.
51. Soetopo A. Beach O.O. and Hardwick J. L.; Mechanism of adhesion of polymers to acid etched. J. Oral. Rehabil. 5:69, 1978.
52. Williams B. and von Fraunhofer J. A.; Possible factors in the adhesion of fissure sealants to enamel. J. Oral. Rehabil. 6:346, 1979.
53. Williams B. and von Fraunhofer J. A.; The influence of the time of etching and washing on the bond strength of fissure sealants applied to enamel. J. -

Oral. Rehabil. 4;139, 1977.

54. Bowen R. L.; Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues XIV: Enamel mordant selection assisted by ESCA (XPS) J. Dent. Res. 57:551, - 1978.
55. Asmussen E.; Penetration of restorative resin into acid - etched enamel I; Viscosity surface tension and contact angle of restorative resin monomers. - Acta. Odontol. Scand. 35;175, 1977.
56. Newman G. V.; Adhesion and orthodontic plastic --- attachments. Am. J. Orthod. 56;573, 1969.
57. Gwinnett A. J. and Matsui A.; A study of enamel adhesive; The physical relationship between enamel - and adhesive. Arch. Oral. Biol. 12;1615, 1967.
58. Majer R. and Smith D. C.; A new surface treatment for bonding. J. Biomed. Mat. Res. 13;975, 1979.
59. Silverstone J. M. Saxton C. A. Dogon J. L. et al.; Variations in the pattern of acid etching of human dental enamel by SEM Caries Res. 9;373, 1975.
60. Gwinnett A. J.; Human primless enamel and its influence on sealant penetration Arch. Oral. Biol. - 18;441, 1973.
61. Conniff J. N. and Hamby G. R.; Preparations of primary tooth enamel for acid conditioning. J. Dent.-

Child. 42:177, 1976.

62. Gwinnett A. J.; Structural changes in enamel and dentin following fracture of anterior teeth and acid conditioning in vitro. J. Am. Dent. Assoc. 86:117, 1973.
63. Bowen R. L.; Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues V.; The effect of a surface active comonomer on adhesion to diverse substrates J. Dent. Res. 44:1369, 1965.
64. Gwinnett A. J. and Jendresen M. D.; Micromorphologic features of cervical erosion after acid conditioning and its relationship with composite resin. J. Dent. Res. 57:543, 1978.
65. Karl F. Deinfelder D.D.S., M.S.; Composite Resins in Posterior teeth. Dental Clinics of North America Vol. 25, No. 2, 357 - 364. April 1981.
66. Harold R. Horn. D.D.S. Practical considerations for Composite resins and acid etching. Dent. Clinics of North America. Vol. 25, No. 2, 365 - 376, 1981.

V. RESULTADOS

El máximo aprovechamiento de las propiedades clínicas de los materiales dentales depende del cuidado y atención que se dedique a cada uno de ellos.

Esta falta de cuidado en los pasos de su manipulación, a simple vista, puede no presentar alteración en sus propiedades físicas y mecánicas, por lo que es necesario tener un conocimiento de la estructura de los materiales dentales.

Hay materiales dentales fabricados para una misma finalidad, siendo éstos de diferentes características y la elección de cualquier material depende del clínico basándose en el conocimiento de las características que el material presente.

Existe un sinnúmero de materiales dentales fabricados con el comercio, con las mismas finalidades, pero la elección de la marca dependerá de la habilidad particular del clínico y de las características que él considere más importantes.

Es muy importante que el clínico tenga presente la relación que existe entre una técnica odontológica elegida y el material a escoger, ya que la falla en uno de estos factores, ocasionará el fracaso en el tratamiento.

VI. CONCLUSIONES.

El manejo de los materiales dentales, se deriva de la comprensión y el conocimiento de sus propiedades y deficiencias.

Existen investigaciones permanentes por parte de los fabricantes para mejorar los materiales, por lo que, el operador debe estar constantemente al tanto de las características de los mismos, normando su criterio no únicamente por la publicidad que se haga de los productos, sino por investigaciones serias de investigadores competentes, que pertenezcan a instituciones reconocidas.

La manipulación de los materiales dentales es un procedimiento con diferentes etapas, las cuales dependen unas de otras, por lo que, sus resultados dependen del estricto cumplimiento de cada uno de ellos.

VII. PROPUESTAS Y/O RECOMENDACIONES.

El conocimiento de los materiales dentales requiere de un esfuerzo constante por parte del clínico para mantener actualizados sus conocimientos acerca de ellos y así, proporcionar un mejor servicio a sus pacientes.

Es importante que el estudiante cuente con el material dinámico verídico y actualizado para el estudio

de los materiales dentales, exigiéndoles el manejo escrupuloso de los mismos, de manera que se familiaricen con cada uno de ellos, desarrollen su habilidad manual y se les inculque la inquietud de conocer y seguir la evolución de los mismos.

REFERENCIAS

1. Craig Robert G. Ph. D. Dental Materials a problem--oriented approach. The C. V. Mosby Company, Saint - Louis, 1978.
2. Phillips Ralph W. Dr. La Ciencia de los Materiales Dentales. Interamericana. México, 7a. edición.
3. Combe, E. C. and Smith, D. C. Some properties of -- gypsum plasters. Brit. Dent. J., 1964.
4. Wilding S. Wm. Material for taking impression for - dental or other purposes. U. S. Patent No. 2, 1941.
5. Council on Dental Materials and devices; guide to - Dental Materials. 5th. edition, Chicago, American - Dental Association. 1970.
6. Anderson, J. N. Flow and elasticity in alginates. - Dent. Prog. 1960.
7. Mc. Lean J. W. Silicone impression materials. A re- search report Dent. Pract., 1958.
8. Council of Dental Materials and Devices; Guide to - Dental Materials, 5th. edition, Chicago, American - Dental Association. 1970.
9. Schnell R. J. and Phillips R. W. Dimensional stabi- lity of rubber base impression and certain other -- factors affecting accuracy. J. American Dental ----- Association. 1958.
10. Asger K. and Peyton F. A. Physical properties of --

- corrective impression postes. J. Prosth. Dent. --
1954.
11. The accepted Dental Remedies. Chicago, American --
Dental Association. 1965.
 12. Norman R. D. Phillips R. W. Swertz M. L. and ----
Frankiewicz T. The effect of particle size on the
physical properties of zinc oxide-eugenol mixtures
J. Dent. Res. 1964.
 13. Swartz M. L. Niblack B. F. Alter E. A. Norman R.D.
and Phillips R.W. In vivo studies on the penetra--
tion of dentin by the constituents of silicate ce--
ment. J. Amer. Ass. 1968.
 14. Antimicrobial action of dental cements. J. Dent. -
Ass. February, 1979.
 15. Technic for mixing zinc fosfate cement. J. Am. --
Dent. Assoc. April, 1979.
 16. Nelsen R. J. Wolcott R. B. and Pafenbarger G. C. -
Fluid exchange at the margins of dental restora--
tions. J. Amer. Dent. Ass. 1952.
 17. Phillips R. W. Swertz M. L. and Rhodes B. F. An --
evaluation of a carboxilate adhesive cement. J. --
Amer. Dent. Association, 1970.
 18. Wilmer B. James, D.D.S. The dental clinics of ---
North America, W.B. Saunders Company Philadelphia.

London, Toronto. A clinical view of Dental Amalgam .
1976.

19. Mahler D.S. Plasticity of amalgam mixes. J. Dent. -
Res. 1967.
20. Jorgensen, K. D. and Okuda R. Mercury leakage of --
amalgam capsules. Acta. Odont. Scand. 1971.
21. Basker R. M. Spherical particle amalgam. Brit. Dent
J. 1971.
22. Mac. Rae. P.D. Zacherl W. and Castaldi C.R. A ----
study of defects in class II dental amalgam restora-
tions in deciduous molars. J. Canad. Dent. Ass. ---
1962.
23. Jorgensen K.D. Utani H. and Kanai S. The influence
of temperature on the crushing streingth of dental
amalgams. Acta. Odont. Scand. 1964.
24. Eames W.B. Factors influencing the marginal adapta-
tion of amalgam. J. Dent. Ass. 1967.
25. Ryge G. Dickson G. Smith D.L. and Schoonover J. C.
Dental amalgam. The effect of mechanical condense-
tion on some physical properties. J. Amer. Dent. --
Ass. 1962.
26. Kato M. Okada S. and Iucayama Y. The effects of ---
brushing on the marginal seal of amalgam restora-
tions. J. Prosth. Dent. 1964.

27. Svare C.W. and Chan K.C. Effects of surface treatment on the corrodibility of dental amalgam. J. Dent. Res. 1972.
28. Heady R.G. The effects of burnishing amalgam upon some of the factors related to marginal breakdown Thesis, Indiana University School of Dentistry, 1970.
29. Mitchel J.A. Dickson G. and Schoonover I.C. X-ray diffractions of dental amalgam. J. Dent. Rest. 1955.
30. Wing G. Modern concepts for the amalgam restorations. Dent. Clin. North Amer. 1971.
31. House R.C. Patterson M.W. Pelleu G.B. Jr. McCoy R.B. An evaluation of the marginal leakage of spherical high - cooper amalgam. J. Prosthet Dent. 1980.
32. Eames W.B. Mack R. M. and Auvenshine R. C. Accuracy of Mercury alloy proportioning system. J. Amer. Dent. Ass. 1970.
33. Mahler D.E. Marantz R.L. Marginal fracture of amalgam effect of type of teeth and restorations class and size. J. Dent. Res. 1980.
34. Osborne J. W. Gale E. N. Clinical performance of certain commercial high-cooper content amalgam.

- J. Amer. Dent. Ass., 1980.
35. Leidal T. I. Dahl J.E. Marginal integrity of amalgam restorations. Acta. Odont. Scand. 1980.
 36. Buchner A. Hansen L. S. Amalgam pigmentation ---- (amalgam tattoo) of the oral mucosa. A clinic pa--- thologic study of 268 cases. 1980.
 37. Mahler D. B. Marantz R. Adey J. D. Clinical perfor- mance of a gold containing amalgam. J. Dent. Res. 1980.
 38. Gullo C. A. Powell R. N. The effect of placement - of cervical margins of class II amalgam restora--- tion and gingival health. J. Oral. Rehabil. 1979.
 39. Mjoller B. Reaction of the human dental pulp to -- silver amalgam restorations. The effect of enclos- ing amalgam of initially high plasticity in inter- mediate depth or deep cavities. Swed. Dent. J. --- 1979.
 40. Mahler D. B. Marantz R. The effect of the operator on the clinical performance of amalgam. J. Am. -- Dent. 1979.
 41. Harrington W. G. Moon P. L. Crockett W. D. Shepard F. E. Reinforced matrices for pin-amalgam restora- tions reduce microleakage. J. Pros. Dent. 1979.
 42. Heys D. R. Cox C. F. Heys K. J. Loesche W. J. Avery

- J. K.: Histopathologic and bacterial evaluation --- of conventional and new cooper amalgam. J. Oral. -- Pathol. 1979.
43. Dhuru U. B. McLachlan K. Kasloff Z.: A photoelastic study of stress concentrations produced by reten--- tion pins in amalgam restorations. 1979.
44. Ralph W. Phillips M.S.D.Sc. Present, Past and Fu--- ture Composite Resins Systems. Dental Clinics of -- North America. 1981.
45. Ronald J. Hoygs D.D.S., M.S.: Biologic Considera--- tions of Composite resin. Dental Clinics of North America, 1981.
46. Bergvall O. and Brännström M.: Measurements of the space between composite resin fillings and cavity walls. Swed. Dent. J. 1971.
47. Brännström M. and Nyberg H.: Pulpal protection by a cavity liner applied as a thin film beneath deep -- silicate restorations. J. Dent. Re. 1971.
48. Brännström M. and Nyberg H.: The growth of bacteria and the effect on the pulp cavity treatment with a microbicidal fluoride solution. J. Prostho. Dent. .. 1973.
49. Dickey L. E., El - Kafrawy A.A. and Mitchell D.L.: -- Clinical and microscopic pulp response to a compo--

- site restorative material. J. Am. Dent. Ass. 1974.
50. Quist V.; Pulp response in human teeth to tooth --- colored filling materials. Scand. J. Dent. Rest. -- 1977.
51. Quist V. and Quist J.; Marginal leakage along con-- cise in relation to filling powders. Scand. J. --- Dent. Res. 1977.
52. Skogedal O. and Erickson H. M.; Pulpal reaction to surface sealed silicate cement and composite resin restorations Scam. J. Dent. Res. 1976.
53. Vojinovic O. Nugerg and Bränström M.; Acid treat--- ment of cavities under resin fillings. Bacterial -- greeth in dentinal tubules and the pulpal response. J. Dent. Res. 1973.
54. Bränström M. and Nyberg H.; The presence of bacte-- rial in cavities filled with silicate cement and -- composite resin materials. 1971.
55. Heys R. L. Heys D. R. Cox E. F. et al; The histori-- cal effect of composite resin materials on the pulp of monkey teeth. J. Oral. Pathol. 1977.
56. Bränström M. and Nordentall J.; Bacterial penetra-- tion, pulpal reaction and inner surfaces of Concise enamel bond composite filling in etched and unet--- ched cavities. J. Dent. Res. 1978.

57. Hembres J. H. and Andrews J. T.; Microleakage of --
several acid etched composite systems. I.A.D.R. ---
Abstracts #390, 1976.
58. Luscher B, Lutz F, Oshsenbein H. et al.; Microlea--
kage and marginal adaptation of composite resin ---
restorations. J. Prosthet. Dent. 1978.
59. Ortiz R. F. Phillips R. W. Swartz M. L. et al; ---
Effect of composite resin bond agent on microlea--
kage and bond strength. J. Prost. Dent. 1979.
60. Buonocore M.G.; A simple method of increasing ad--
hesion of acrylic filling materials to enamel sur--
faces. J. Dent. Res. 1955.
61. Cotton W. R. and Siegel R. L.; Human pulpal res---
ponse to citric acid cleanser J. Am. Dent. Ass. --
1978.
62. Erickson H. and Leidal T. J.; Monkey pulpal res---
ponse to composite resin restorations in cavities
treated with various cleansing agents. Scand. J. --
Dent. Res. 1979.
63. Heys D. R. Heys K. J. Cox C. F. et al.; Pulpal res--
ponse to acid etching agents J. Mich. Dent. Ass. --
1976.
64. Johnson K. H. Christenson E. J. et al.; Pulpal irri--
tation due to phosphoric acid component to sili---

- cate cement. 1970.
65. Ratief D. H. Austin J. C. and Fatti L. P.; Pulp -- response to phosphoric acid. J. Oral. Pathol. --- 1979.
 66. Skogedal O. and Erickson H. M.; Pulpal reaction of surface sealed silicate cement and composite resin restorations. Scand. J. Dent. Res. 1976.
 67. Stanley H. R. Beven and Folio J.; Compability of -- various materials ingredients, J. Dent. Res. 1979.
 68. Stanley H. R. Myers C. L. Heyde et al.; Primate -- response to ultraviolet light cured restorative -- material. J. Oral. Pathol. 1972.
 69. Bloch W.W. Austin J. C. Clenton Jones P. F. compo- site material. Fotofil. J, Oral. Pathol. 1971.
 70. Heys R. J. Heys D. R. Cox G. F. et al.; Histopatho- logic evaluation of three ultraviolet acticaled -- composite resins in monkey pulp. J. Oral. Pathol. 1977.
 71. #jör J. A.; Histologic demonstration of bacteria -- subjacent to dental restorations. Scand. J. Dent.. Res. 1977.
 72. Quist J. Quist V. and Semnjerg Hansen H.; Bacteria in cavities beneath intermediary base materials. - Scand. J. Dent. Res. 1977.

73. A. John Gwinnett B.D.S., L.D.S.R.C. S. Ph. D. of -
North America. 1981.
74. Miura F. Kakagawa K. and Jshisaki A.; Scanning ---
electron microscopic studies on the direct bonding
systems. Bull Tokyo Dent. Med. Univ. 1973.
75. Gwinnett A. J.; The ascientific basis for the sea-
lant procedure. J. Prev. Dent. 1976.
76. Skey Z. and Houpt M.; The clinical effectiveness -
of Delton fissure sealant after 45 months. Abs-----
tract J. Dent. Res. 1980.
77. Galil K. A.; Scanning and transmission electron --
microscopic examination of oclusal plaque follow--
ing tooth brushing. J. Can. Dent. Ass. 1975.
78. Taylor C.V. and Gwinnett A. J.; A study of the pe-
netration of sealants into pits and fissures. J. -
Am. Dent. Ass. 1973.
79. Pus M.D. Way D. C.; Enamel loss due to orthodontic
bonding with filled and unfilled resins using ----
clean up techniques. Am. J. Ort. 1980.
80. Courley J.; A one year study of a fissure sealant
in the two Nova Scotia communities, J. Can. Dent.
Ass. 1974.
81. Hormati A.A. Fuller J.L. and Denehy G.E.; Effects
of contamination and mechanical disturbance on ---

- the quality of acid etched enamel. J. Am. Dent. ----
Ass. 1980.
82. Brauner G. and Termini J. D. : Bonding of bovine --
enamel to restorative resin. Effect of pretreatment
of enamel. J. Dent. Res. 1972.
83. Gwinnett A. J.; Histologic changes in human follow--
ing treatment with acid adhesive conditioning agents
Arch. Oral. Biol, 1971.
84. Chow L. C. and Brown W. E.; Phosphoric acid condi---
tioning of teeth for pit and fissure sealants. J. --
Dent. Res. 1973.
85. Gwinnett A. J. And Buonocore M. G.; Adhesive and ca--
ries prevention; A preliminary report Br. Dent. J. -
1965.
86. Silverstone L. M.; Fissure sealant; Laboratory ----
studies caries Res. 1974.
87. Retief D. R.; Failure at the dental adhesive-etched
enamel interface. J. Oral. Rehabil. 1974.
88. Retief D. R.; The use of 50% phosphoric acid as an -
etching agent in orthodontics. A rational approach.-
Am. J. Ort. 1975.
89. Williams B. von Fraunhofer J. A. and Winter G. B.; -
Etching of enamel prior to application of fissure --
sealants. J. Oral. Rehabil. 1976.

90. Corelick L.; Bonding metal brackets with a self -
polymerizing sealants composite. A 12 months ----
assessment. Am. J. Ort. 1977.
91. Maijer R.; Enamel pre-treatment in direct bonding
of orthodontic attachments. Thesis University of
Toronto. 1976.
92. Mannerberg E.; Appearance of tooth surfaces ob----
served in shadowed replicas. Odont. Revy. 1960.
93. Soetopo A. Beech O.O. and Hardwick J. L.; Macha---
nism of adhesion of polymers to acid etched. J. --
Oral. Rehabil. 1978.
94. Williams B. and von Fraunhofer J. A.; Possible ---
factors in the adhesion of fissure sealants to ---
enamel. J. Oral. Rehabil. 1979.
95. William B. and Fraunhofer J. A.; The influence of
the time of etching and washing on the bond ----
strength of fissure sealants applied to enamel. --
J. Oral. Rehabil. 1977.
96. Bowen R. L.; Adhesive bonding of various materials
to hard tooth tissues XIV. Enamel mordant selec---
tion assisted by ESCA. (XPS) J. Dent. Res. 1976.
97. Asmusen E.; Penetration of restorative resin into
acid-etched enamel I. Viscosity surface tension --
and contact angle of restorative resin monomers. -

- Acta. Odont. Scand. 1977.
98. Newman G.V.; Adhesion and orthodontic plastic --- attachments. Ass. J. Ortho. 1969.
99. Gwinnett A. J. and Matsui A.; A study of enamel -- adhesive; The physical relationship between enamel adhesive. Arch. Oral. Biol. 1967.
100. Majer R. and Smith D. C.; A new surface treatment for bonding. J. Biomed. Mat. Res. 1979.
101. Silverstone J. M. Saxton C. A. Dogon J. L. et al.; Variations in the pattern of acid etching of human dental enamel by SEM caries. Res. 1975.
102. Gwinnett A.J.; Human primless enamel and its in---fluence on sealant penetration. Arch. Oral. Biol. 1973.
103. Conniff J. N. and Hamby G. R.; Preparation of primary tooth enamel for acid conditioning. J. Dent.-Child. 1976.
104. Gwinnett A. J.; Structural changes in enamel and - dentin following fracture of anterior teeth and -- acid conditioning in vitro. J. Am. Ass. 1973.
105. Bowen R. L.; Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. J. Dent. Res. 1965.
106. Gwinnett A. J. and Jendresand M.D.; Micromorphologic features of cervical erosion after acid condi-

tioning and its relationship with composite resins
J. Dent. Res. 1978.

107. Karl F. Leinfelder D.D.S., M.S. Composite resins -
in posterior teeth. Dental Clinics of North Ame---
rica. 1981.

108. Harold R. Horn. D.D.S. Practical considerations --
for Composite resins and acid etching. Dental ----
Clinics of North America. 1981.

109. United States Patent 1962.