



UNIVERSIDAD DE CIENCIAS Y ARTES DE CHIAPAS

FACULTAD DE CIENCIAS ODONTOLÓGICAS Y SALUD PÚBLICA

TESIS

**USO DE MATERIALES DENTALES DE OBTURACION
PERMANENTE**

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTAN:

ESTHEPANI ESMERALDA CRUZ GORDILLO

LUCELLY ROBLES VACA

ASESORES:

C.D. REY ARTURO ZEBADUA PICONE

C.D. FRANCISCO OCTAVIO GOMEZ CANCINO

C.D. LUIS ANTONIO LOPEZ GUTU

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas;

Febrero de 2016

INDICE

CAPITULO I

- 1.1. GENERALIDADES DE MATERIALES DENTALES. PAG. 3
- 1.2. PROPIEDADES DESEABLES DE LOS MATERIALES DE OBTURACION
PAG. 6

CAPITULO II

- 2.1. GENERALIDADES DE LA AMALGAMA. PAG.7
- 2.2. MERCURIO. PAG.9
- 2.3. COMPOSICION DE LA AMALGAMA. PAG.11
- 2.4. PROPIEDADES DESEABLES DE LA AMALGAMA. PAG.12
- 2.5. TIPOS DE AMALGAMAS. PAG.15
- 2.6. PASOS PARA LA COLOCACION DE LA AMALGAMA. PAG.16
- 2.7. GENERALIDADES DE LA MATRIZ Y PORTA MATRIZ. PAG. 20

CAPITULO III

- 3.1 ORO PARA COLADOS. PAG.22
- 3.2. GENERALIDADES DEL ORO COLADO. PAG.23
- 3.3. USO DE LOS DISTINTOS TIPOS DE ORO. PAG.24
- 3.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL ORO COLADO. PAG.26

CAPITULO IV

- 4.1. CORONAS DE ACERO CROMO. PAG.35
- 4.2. GENERALIDADES DE ACERO CROMO. PAG.36

4.3. INDICACIONES DE CORONAS DE ACERO CROMO. PAG.39

4.4. TECNICA DE MANIPULACION. PAG.40

4.5. VENTAJAS Y DESVENTAJAS. PAG.41

CAPITULO V

5.1. RESINAS ESTETICAS. PAG.42

5.2. COMPOSICION Y PRESENTACION. PAG.43

5.3. TECNICA DE COMPRESION. PAG.44

5.4. TECNICA SIN COMPRESION. PAG.45

5.5. TERMINADO. PAG.48

5.6. RESINAS COMPUESTAS. PAG.48

5.7. COMPOSICION Y PRESENTACION. PAG.52

5.8. MANIPULACION. PAG.53

5.9. TERMINADO. PAG.53

5.10. VENTAJAS Y DESVENTAJAS. PAG.55

5.11. RESINAS FOTOCURABLES. PAG.56

CONCLUSION. PAG.58

SUGERENCIAS Y RECOEMNDACIONES. PAG.59

ANEXOS. PAG.60

BIBLIOGRAFIA. PAG.64

INTRODUCCIÓN

Durante la década pasada, se ha notado un gratificante incremento de la demanda de nuevos conocimientos en odontología, por parte de los odontólogos y de los especialistas dentales.

Las ciencias biológicas y dentales, están actualmente en un periodo de crecimiento, más bien explosivo. Estimuladas por la diversificación de los métodos experimentales y de los procedimientos dentales; la odontología básica y clínica, están creciendo de manera particularmente veloz.

En la actualidad las ciencias dentales se consideran multidimensionales y, sus deferencias individuales son bastante grandes. Los odontólogos y los técnicos dentales, saben que la adaptación de técnicas de otros campos de la ciencia, no es simple, por lo general indirecta o imposible de lograr, a menos que sean radicalmente revisadas, extendidas o reformuladas para su aplicación en odontología.

El objeto de esta tesis es presentar un análisis crítico, basado en una vasta experiencia clínica y experimental. Este libro correlaciona la odontología básica con las aplicaciones clínicas. Por otro lado, se describen los conceptos actuales de la odontología clínica de valor inmediato para técnicos dentales, especialistas, estudiantes e higienistas en odontología.

Capítulo I

GENERALIDADES DE MATERIALES DENTALES

Una de las diferencias entre el profesional y el artesano, es que el primero posee el conocimiento básico, mediante el cual puede seleccionar y establecer las condiciones de una situación y prever el éxito final con razonable seguridad.

El odontólogo y el ingeniero tienen mucho en común, el odontólogo, debe analizar las fuerzas presentes en el puente dental que debe confeccionar, y debe ser guiado por el análisis al diseñar el puente para que pueda aplicar el mejor criterio posible en su elección. En otras palabras, debe estar en posición de saber si el padecimiento dental exige la utilización de aleación de oro, un cemento o resina acrílica; solamente si conoce las propiedades físicas y químicas de estos materiales, tendrá la aptitud de criterio necesaria para tal juicio.

Además de las características mecánicas de los materiales, también hay ciertas exigencias fisiológicas que suelen complicar la situación, más allá de las dificultades con que habitualmente tropieza el ingeniero.

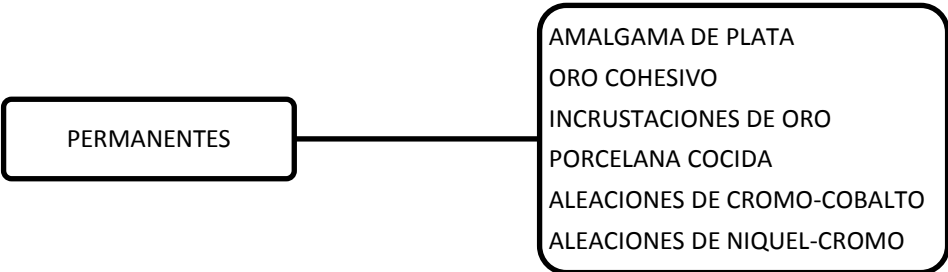
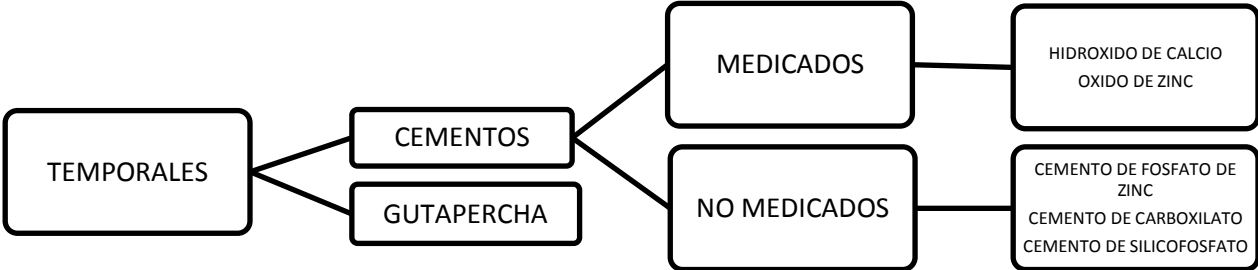
Una vez que el odontólogo elige el material que ha de utilizar, debe escoger el material adecuado para la elaboración de esta y la intensión de los mejores fabricantes de materiales dentales, es cooperar con sentido ético con el profesional de la salud bucal proveyéndole de materiales de calidad. La competencia es sin embargo difícil y por ello, el dentista debe estar en condiciones de evaluar con inteligencia, los diferentes materiales de los proveedores deshonestos que con la mercadotecnia de los productos, lo que hacen es convencer al odontólogo en su beneficio. Para su propia protección y darle un beneficio adecuado a sus pacientes, el profesional ha de estar capacitado para conocer las prácticas ilógicas de esta clase, además de sus otras finalidades.

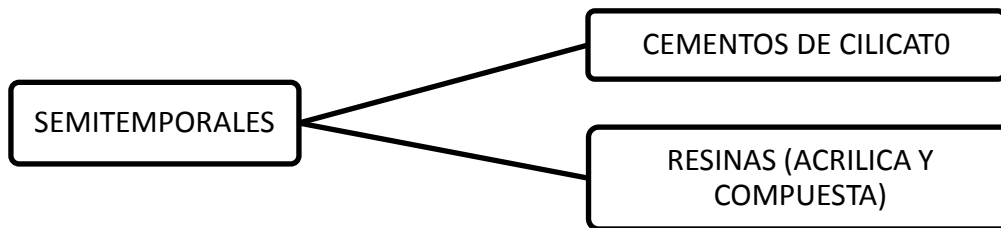
El curso sobre materiales dentales, trata de proporcionar al odontólogo, un criterio de selección que le permitirá hacer la distinción entre la realidad y la propaganda. Además, se desea dar al estudiante de los materiales dentales, un panorama de amplio alcance científico de la profesión que ha elegido. Desde el momento en que gran parte de la práctica dental comprende la selección y uso de materiales

dentales, tanto para los procedimientos, como para la instrumentación exigida, resulta obvio que es imposible ignorar la ciencia de los materiales dentales.

Para que se comprenda en forma completa la relación de esta ciencia con la práctica clínica de todas las facetas de la odontología, se aconseja que el estudiante ponga todo su empeño en el estudio de estos materiales dentales.

Clasificación de los materiales de obturación permanentes





1.2 PROPIEDADES DESEABLES DE LOS MATERIALES DE OBTURACION

Para rehabilitar anatómicamente y funcional a un órgano dentario que ha sufrido alguna lesión, se debe, además de eliminar el tejido afectado, preparar la cavidad de acuerdo a las propiedades del material que utilizaremos para la restauración:

1. Insoluble a los fluidos bucales.
2. Resistencia a la distorsión bajo las fuerzas masticatorias.
3. Adaptabilidad a las paredes de la cavidad para impedir filtraciones en el punto de unión del tejido dentario con el material restaurativo.
4. Coeficiente de expansión térmica similar al del diente.
5. Conductividad térmica baja.
6. Armonía en el color
7. Sencillo de pulir y retener el pulimento.
8. De fácil manipulación.
9. No ser toxico a la pulpa dental y a los tejidos que lo rodean.

Desde luego que estas propiedades son consideradas como ideales, sin embargo como veremos más adelante, no todos los materiales las poseen.

CAPITULO II
GENERALIDADES DE LA AMALGAMA

La amalgama dental es desde hace ya muchos años, uno de los materiales más usados en la práctica profesional, habiéndose obtenido resultados altamente satisfactorios.

Se estima que el 80% de todas las restauraciones que se hacen en la cavidad oral, se basan en el empleo de este material.

Si consideramos que en un principio la amalgama se producía mezclando mercurio con ligadura de varios elementos y aleaciones, a menudo de monedas, no es sorprendente, que sus primeros defensores cayeran en descredito con sus colegas- aun en la actualidad, algunos clínicos manifiestan poco interés por la amalgama. Por otro lado, hay quienes sostienen el punto de vista de que una restauración conservadora con amalgama, es preferible a un vaciado cementado; obviamente esta controversia jamás se resolverá, y a menudo la situación económica del paciente, descartara la restauración con vaciados.

Además de las amalgamas conservadoras, a veces la amalgama grande retenida por una espiga, proporciona un notable servicio, sola o como base para coronas totales vaciadas.

Las amalgamas bien diseñadas, consensadas y apropiadamente talladas y pulidas hasta obtener una textura uniforme, proporcionan al paciente restauraciones funcionales y duraderas y, brindan al clínico gran orgullo de su logro.

2.2 MERCURIO

Hay un solo requisito para el mercurio dental, y es que sea puro; los elementos contaminantes comunes tales como el arsénico, pueden originar lesiones pulpares. Además la falta de pureza afecta adversamente a las propiedades físicas de la amalgama. Desafortunadamente, términos tales como “puro”, “redestilado” o “tridestilado”, nos indican la cantidad de química del mercurio. La designación “U.S.P.” (Farmacopea de los E.U) escrita sobre la etiqueta del frasco de mercurio, asegura a ciencia cierta una pureza satisfactoria. Esta designación indica que el mercurio no contiene contaminación superficial y que contiene menos

de 0.82% de residuo no volátil. Este requisito se ha e incluido en la especificación número 6 de la Asociación Dental Americana referente al mercurio dental; por lo tanto, la aleación de un mercurio que lleva la certificación de cumplir con este requisito, asegura la necesaria pureza.

Del mismo modo, el principal criterio en la selección de la aleación es seguramente, que cumple los requisitos exigidos por la especificación número 1, para aleaciones de amalgama de la Asociación Dental americana. Como se dijo, en el comercio se consideran determinadas marcas de aleación, en polvo o tabletas. Aunque se detectan algunas diferencias sutiles de las características de manipulación, cualquiera de esas formas es satisfactoria.

La aleación del tamaño de la partícula y la consistencia o lisura de la mezcla, es una cuestión de preferencias personales. Las aleaciones de partículas grandes se han dejado de usar, porque se tallan mal y su endurecimiento es lento.

Ahora están en moda las aleaciones denominadas de “corte fino” o “micro corte”; si bien las aleaciones de micro corte tienen un fraguado más rápido y se les talla mejor, tienen menor plasticidad en una determinada relación mercurio-aleación, ello se debe a su gran superficie que requiere mayor proporción de mercurio para mejorar las partículas ; como necesita más mercurio en la mezcla original, tienen un elevado contenido final de mercurio, si no se realizan procedimientos óptimos de condensación.

Las a amalgamas hechas de diversas aleaciones, también presentan deferencias considerables en la velocidad de endurecimiento. Desde un punto de vista, el odontólogo debe elegir la aleación que mejor se adapte a su ritmo individual de trabajo y la técnica específica que utiliza.

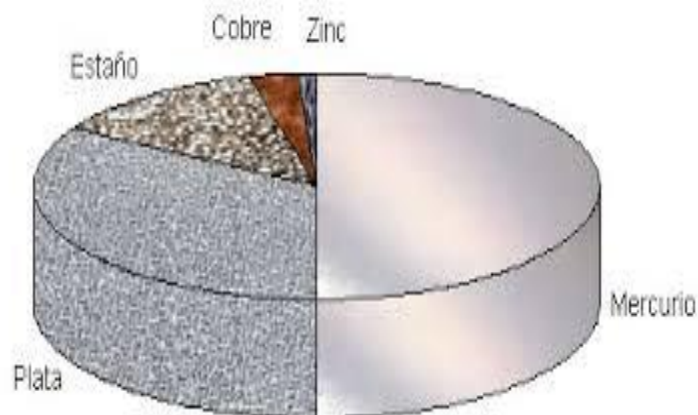
PROPORCION. La cantidad de aleación y mercurio que se ha de utilizar, es la relación aleación –mercurio, o a veces su recíproca, la relación mercurio aleación. Cualquiera de las dos denominadas es correcta, y expresa las partes por paso de aleación y mercurio que se utilizaran para la técnica particular que se realice. Una relación aleación mercurio de 5/8 por ejemplo, indica que se usaran 5 partes de

aleación con 8 partes de mercurio por peso, si se emplea la relación recíproca de 8/5, la designación es la misma, excepto que se especifica el mercurio en relación con la aleación. Algunas veces, la relación mercurio-aleación es expresada como un cociente, como lo era la relación A/P para el yeso. Es necesario consultar las instrucciones del fabricante para usar la relación apropiada con cada aleación particular. La relación varía para las diferentes composiciones de las aleaciones, el tamaño de la partícula y los tratamientos térmicos. Así mismo, la técnica específica de manipulación y condensación preferida por el operador, influye en relación mercurio-aleación elegida. Antes de que se popularizaran las aleaciones de partículas finas, la relación mercurio-aleación usada con mayor frecuencia era la de 8/5. Ahora se prefieren relaciones de 6/5 o 1/1. Las aleaciones esféricas, necesitan aún menos mercurio.

2.3 COMPOSICION DE LA AMALGAMA

La composición química de las aleaciones depende de los distintos fabricantes, difiriendo unos de otros, pero en pequeños porcentajes; en promedio tenemos los siguientes componentes:

- Plata 65% mínimo
- Estaño 28% máximo
- Cobre 6% máximo
- Zinc 2% máximo



La fórmula anterior, se denomina aleación cuaternaria por estar formada por cuatro metales; existe también la aleación terciaria, en la cual se ha eliminado el zinc. Los promedios de los demás componentes es de:

- Plata 66 a 74%
- Estaño 25 a 28%
- Cobre 1 a 6%

A continuación veremos el efecto de los componentes de la amalgama de plata:

Plata.

- ayuda a disminuir el escurrimiento.
- Aumenta la resistencia.
- Aumenta la expansión siempre y cuando no se exceda, porque entonces se podría fraguar la pieza dentaria o causar molestias.

Cobre.

- En combinación con la plata, tiende a aumentar la expansión.
- Aumenta la resistencia y dureza de las amalgamas.
- Disminuye el escurrimiento.

Estaño.

- Reduce la expansión de las amalgamas o aumenta su contracción.
- Disminuye su resistencia y dureza.
- Facilita la amalgamación de la aleación, por tener gran afinidad con el mercurio.

Zinc

Su empleo en las amalgamas es motivo de controversias, pues mientras que por su lado contribuye a facilitar el trabajo y la limpieza de las amalgamas durante la trituración y la condensación produce una gran expansión en presencia de humedad. Esto se debe a que el zinc se oxida y libera hidrogeno, que forma

burbujas en la amalgama y expande tanto que la pieza se puede fracturar o presentar dolor y sobre obturación.

Originalmente, se usó como barredor de impurezas durante la fusión del lingote, aunque en la actualidad, ya no es necesario. Las amalgamas de zinc, se utilizan mucho en niños, o en casos en que es difícil mantener perfectamente seca el área en la que se manipula.

2.4 PROPIEDADES DESEABLES DE LA AMALGAMA

Requerimos cuatro propiedades deseables que son:

- Resistencia.
- Estabilidad dimensional.
- Expansión.
- Esgurrimiento.

RESISTENCIA

Se refiere a la propiedad de la amalgama de poder soportar las tensiones originadas por la masticación, que son principalmente compresivas, pero también encontraremos de otra índole como las tracciones.

Lo tradicional durante muchos años, fue la medición de la resistencia de la amalgama dental bajo compresión, usando una muestra cilíndrica de dimensiones comparables al volumen de una restauración de amalgama característica. Medida de esta manera, la resistencia a la compresión de una amalgama satisfactoria debe ser de por lo menos 3200 kg/cm².

La mayoría de las aleaciones representativas, presentaran una resistencia a la compresión, superior a estos valores cuando se les prepara en forma adecuada.

Aunque la fuerza principal que actúa durante la masticación es de compresión, las fuerzas son muy complejas, y también toman parte fuerzas tangenciales y de

tracción. En el istmo de una restauración compuesta, por ejemplo, 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, es mucho menor que su resistencia a la compresión, es de unos 500kg/cm^2 , por ello, la resistencia a la tracción de la dentina es de unos 2800kg/cm^2 ; la superficie de la sección transversal del istmo de la cavidad tallada, debe ser suficiente para compensar su debilidad, por lo menos parte; la dentina tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo, es por ello que has que conservar lo más posible la estructura dentaria para evitar que la dentina se curve y aparte de la restauración o que se fracture por las fuerzas masticatorias.

Un tercer factor a considerar es la naturaleza dinámica de la tensión inducida. El módulo de resistencia de la amalgama dental es bastante bajo, por consiguiente, la energía de impacto es propensa a concentrarse en algunas zonas más que en otras, particularmente en las de menor volumen. Los márgenes de las restauraciones de amalgama son especialmente vulnerables a esto, y se fracturan o rompen con frecuencia. Es posible que el astillamiento o el desgaste de los márgenes, sean inherentes a la amalgama y no se les pueda eliminar completamente. El objetivo es reducir al mínimo esta falla para que no constituya un problema clínico.

Muchas veces se han relacionado las respuestas a este problema complejo de la evaluación apropiada de la resistencia de las amalgamas dentales, con el término “resistencia marginal”, que se refiere a la falta de resistencia del material, a las fuerzas ejercidas sobre las zonas marginales; como no hay propiedad específica o medio de medición de la resistencia marginal, este término se ha convertido en obsoleto.

Probablemente, incluye todas las propiedades estudiadas, así como la dureza y la ductibilidad; así mismo abarca la corrosión y el corrimiento en el deterioro marginal.

Aunque la resistencia a la compresión, no siempre es la principal propiedad física, asociada con fractura clínica de la amalgama, parece haber un ensayo seguro determinar la resistencia a las fuerzas. Además el valor de la resistencia a la compresión 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 en las propiedades mecánicas.

ESTABILIDAD DIMENSIONAL

Significa que una vez cristalizada la amalgama, no sufrirá expansión ni contracciones distintas a las que sufre la pieza dentaria.

Se ha aceptado, por lo menos por razones teóricas, que una amalgama dental, se expande levemente durante el endurecimiento; la expansión excesiva puede producir la protrusión de la restauración. En su origen, los límites de los cambios en las dimensiones establecidas en la especificación número uno de la asociación Dental Americana, eran de 0 a 10 micrones, al final de 24 horas. Para permitir una trituración más minuciosa y modificaciones en las técnicas de ensayo, las especificaciones actuales extienden el margen permisible de los cambios durante el fraguado, entre menos de 20 y más de 20 micrones por centímetro.

EXPANSION

Un estudio sobre la causa de los fracasos de restauraciones de amalgama, demostró que de 1521 restauraciones defectuosas, 16.6%, falla debido a la excesiva expansión.

Hay dos causas de la expansión excesiva de las amalgamas, una es la trituración y condensación insuficiente, y la otra es la expansión retardada, producida por la contaminación de las amalgamas con humedad durante la trituración y la condensación; la última es, indudablemente, la causa principal de esas fallas.

Según la teoría aceptada, la expansión retardada tiene origen en la presión interna ejercida por el hidrogeno que es una de los productos de corrosión entre el zinc y la amalgama y la humedad incorporada. La gran expansión comienza a los cuatro o cinco días hecha la condensación; la expansión se retarda hasta que se acumula suficiente hidrogeno para hacer que la amalgama se expanda.

Con frecuencia esta expansión produce dolor; se supone que al haber una expansión de esa magnitud, la restauración se acuña de tal manera contra las paredes cavitarias, que se origina una presión hacia la cámara pulpar; es posible que el dolor sea resultado del trauma existente. Este dolor aparece entre 10 y 12 días después de colocada la restauración.

ESCURRIMIENTO

El escurrimiento no deberá presentarse en una amalgama cristalizada; por desgracia la amalgama lo presenta, pero nunca deberá ser mayor del 4%, a medida que se eleva la temperatura, se incrementa este fenómeno. Las pruebas originales de escurrimiento, eran requeridas por la amalgama para cumplir con ciertos límites de deformación, cuando una carga determinada se colocaba sobre la muestra incompletamente fraguada. Si la muestra de la amalgama se deformaba 6% en un periodo de 21 horas se consideraba que no había pasado la prueba; de este modo, no solo se medía el escurrimiento, sino también el índice de asentamiento.

2.5 TIPOS DE ALMALGAMA

Existen tres tipos de limaduras en el mercado:

- De grano fino que nos da una superficie tersa.
- De grano grueso, nos da una superficie áspera, pero requiere menor cantidad de mercurio que la anterior.
- De grano esférico, no da una superficie tersa y requiere poco mercurio:

Las partículas de aleación de plata para la amalgama dental, se encuentran en tres presentaciones:

- Polvo en frasco.
- Polvo e sobres.
- Tabletas en tubos.

2.6 PASOS PARA LA COLOCACION DE LA AMALGAMA

- Primer paso:

Como ya sabemos, la relación limadura mercurio es de 5/8 partes respectivamente, así como el primer paso consiste en la medición de los componentes de la amalgama para que nos de la relación deseada.

Para este paso nos valemos de dispensadores que contienen mercurio y limadura respectivamente; al accionarlos permiten la salida de una porción determinada del material. Cabe mencionar que no debemos de tocar con las manos la limadura y el mercurio, evitaremos así su contaminación y futura expansión.

Uno y otro están calibrados de tal manera, que la relación limadura mercurio es la necesaria, (recuerde que al exprimir el paño, eliminamos el exceso); si se utilizan tabletas de limadura, solo se mide el mercurio con el dispensador y tendremos nuestra relación adecuada.

- Segundo paso:

El óxido que se forma sobre la superficie de la limadura, impide su combinación con el mercurio, por lo que es necesario eliminarlo para obtener una amalgama. Esto lo conseguimos fácilmente a través de la trituración que podemos hacerla en dos formas: manual y mecánica.

Trituración manual:

Se utiliza un mortero y un pistilo; la trituración en mortero debe durar aproximadamente 35 segundos dando una velocidad de rotación al pistilo de 150

revoluciones por minuto. El pistilo, debe tomarse en forma palmar y ejercer con él, una presión sobre la limadura y el mercurio de 2kgs. Más o menos.

Al principio de la trituración, el mercurio se divide en grandes gotas; gradualmente estas se van adhiriendo a las partículas de la aleación y la masa comienza a tomar un aspecto obscuro ligeramente brillante. Al terminar la amalgamación (la pasta tiene el brillo de la plata); al terminar este paso ponemos la mezcla en un pedazo de hule; tomándolo entre los dedo, la uniformamos aún más, aproximadamente durante unos 15 segundos. Como la trituración manual adecuada es difícil de obtener, es preferible el uso de aparatos mecánicos o amalgamadores.

El sistema más usual, consiste en una capsula de plástico, con un balín de acero o plástico en su interior.

Dentro de esta capsula y junto con el balín, colocamos nuestra limadura y el mercurio ya proporcionados (5:8) correctamente, la cerramos y colocamos en un soporte especial, y se le aplica con una fuerza centrífuga y centrípeta adecuada, de manera que al balín prensa y golpea a la mezcla central, las paredes de la capsula durante todo el tiempo que se desee. Esta oscilación tritura rápida y adecuadamente la amalgama, dejándola lista para su uso. El tiempo que dura la trituración, es de 10-15 segundos aproximadamente.

Cualquiera de los métodos que sigamos para la trituración hace necesario exprimir a la mezcla para eliminar el mercurio excedente. Para esto, se coloca a la amalgama sobre un pedazo de paño de manta y se exprime; el mercurio que salga a través del paño deberá ser desechado.

La fuerza que se aplica, debe ser la máxima que permitan nuestros dedos, para eliminar el máximo de mercurio y acercarnos lo más posible a la relación ideal de 5:5; ya realizado este pasó, estamos en condiciones de llevar la mezcla a la cavidad bucal.

Para transportar el material, contamos con un instrumento llamado porta-amalgama. Se presenta en diversas formas, consta de un orificio en que por

presión contra la mezcla se hace que esta penetre ahí, y luego, ya sobre la cavidad, se acciona un resorte y un embolo, desalojando a la amalgama de su sitio, cayendo esta en donde se requiere; con el mismo aparato se puede presionar ligeramente, para que el material se retenga en su lugar (mientras es condensado).

Condensación de la amalgama:

Una vez que la primera porción de la mezcla está en el fondo de la cavidad, se procede a condensarla perfectamente, o sea a presionar capa por capa, con el fin de obtener una masa compacta, con un mínimo de porosidades, y una buena adaptación a las paredes y márgenes de la cavidad. La condensación de la masa de amalgama, es uno de los pasos más importantes en manipulación; con ella controlamos el mercurio que queda finalmente en la restauración, y si tomamos en cuenta que entre más mercurio se encuentre presente, la amalgama tendría más expansión, menos resistencia compresiva y más escurrimiento, resulta lógico tratar de eliminar al máximo posible; para conseguir una buena condensación, contamos con dos métodos manual y mecánico.

Para el primero contamos con un instrumento especial llamado condensador de amalgama; presenta distintas formas según el fabricante, y uno debe seleccionar al que más se adecue a la cavidad por obturar. Su punta de trabajo puede ser redonda, rectangular o triangular con varios diámetros de superficie, no debe ser muy grueso respecto al tamaño de la zona de trabaja, ni muy delgado, pues no obturaría, si no haría hoyos en la mezcla.

El condensador que más se ajusta a esta descripción, es el mortenson de 2-3mm de diámetro en la punta de trabajo, el cuádruple o el hollemback. Seleccionando el obturador manual, se deposita la mezcla que debe ser condensada uniformemente en toda la superficie, teniendo especial cuidado en los ángulos y las paredes.

Es esencial hacerlo en pequeñas porciones cada vez, pues la fuerza del condensador, es más efectiva sobre el material colocado directamente con el de bajo.

En cuanto a la fuerza que se debe aplicar con el condensador, se recomienda de 3.5 a 4.5 kg. O de no ser posible, a la máxima fuerza que sea capaz de aplicar el operador de manera constante y uniforme.

Se sigue colocando pequeñas porciones y condensando hasta sobre-obturar la cavidad. En caso de que nuestra prepara con sea muy amplia, es preferible efectuar dos mezclas en lugar de una sola grande.

La sobre-obturación se efectúa, para que todo el mercurio excedente (que durante la condensación tiende a subir) quede en la última porción, que va a ser desechada al darle anatomía a la pieza. De esta manera, tenemos la seguridad de que el material sobre el que trabajamos, esta condensado uniformemente y con la misma proporción limadura-mercurio.

Una vez terminada la condensación, la cristalización se ha iniciado, por lo que ya podemos recortarla y darle anatomía adecuada. El recortado lo hacemos con un instrumento de filo, posteriormente, con un instrumento bruñidor como wescot de superficie, activa grande, se alisa la superficie (bruñido).

El terminado final consiste en bruñir y pulir la superficie, lo que se efectúa hasta las 24 horas posteriores. Se debe indicar al paciente, que la restauración es relativamente débil durante las primeras 6-8 horas, por lo que debe poner cuidado de no morder duro con ella durante este tiempo.

Para el terminado se alisa la superficie con el bruñidor de mano o mecánico, cuidando de que no se genere calor; a este paso se le conoce como bruñido y una vez efectuado, se pule con alguno de los elementos que existan en el mercado (rojo inglés, amalglos, etc.) y un cepillo.

Si bien con el pulido queda terminada la amalgama, recordemos que esta fue la primera clase, pero hay otro tipo de cavidades que necesitan de una matriz como método auxiliar.

2.7 GENERALIDADES DE MATRIZ Y PORTAMATRIZ

Cuando el proceso carioso es demasiado extenso, hay necesidad de eliminar cierta pared de la pieza dentaria; para suplir a esta pared faltante y poder obturar adecuadamente, contamos con una tira delgada de metal llamada matriz.

Esta matriz rodea al diente de manera holgada, y accionando con una tuerca del porta matriz conseguimos que se tense, con lo que se adosa a las paredes del órgano dentario que vamos a restaurar.

Requisitos de una matriz

1. Facilidad de aplicación.
2. No ser voluminosa.
3. Facilidad de retirarse.
4. Tener rigidez.
5. Tener suficiente altura.
6. Dar forma a la restauración.

Técnica: la banda regular se ajusta en el retenedor de tal forma que el mango quede de preferencia en la zona vestibular. La ranura del retenedor, siempre debe orientarse hacia la zona gingival para permitir que este se retire fácilmente. Una vez que la banda se ha colocado en el retenedor y se ha fijado con el tornillo de retención, se coloca holgadamente sobre el diente; a continuación, se hace una revisión del borde gingival, para asegurarse que la banda se extienda más debajo de la cavidad preparada; o si esta no cubre el margen gingival, se retira y se ajusta, o se reemplaza con una banda preformada. A continuación se revisa la altura de la banda la cual no debe exceder por encima del borde oclusal, esta debe recortarse entre 2 a 3 mm.

Se procede a cortar la banda y se introduce una cuña de madera; una vez puesta dicha cuña, se empieza a obturar la cavidad iniciando por la pared o prolongación faltante.

En la actualidad existen diferentes marcas comerciales de amalgamas libre de mercurio; cuya presentación de los fabricantes esta cuya disponible al mercado en capsulas. Esto es con la finalidad de que el manejo de dicha amalgama ocasiona al profesional una mejor manipulación en las piezas dentarias de la cavidad bucal.

CAPITULO III
ORO PARA COLADOS

3.2 GENERALIDADES

El oro es un metal noble que en estado puro es blando (casi tanto como el plomo), el cual tiene las siguientes propiedades es: maleable, dúctil y tenaz.

Debido a sus diversos usos, es usado en las áreas de la odontología, el cual se puede combinar con otros metales y así formar aleaciones.

Como el oro puro para el uso dental tiene muy limitadas aplicaciones, se le ha realizado aleaciones con otros metales los cuales pueden ser nobles y no nobles, obteniendo así propiedades más adecuadas, entre las cuales se encuentra el incremento en su dureza, ductibilidad y resistencia. En estas aleaciones el contenido del oro se expresa en quilates o es su fineza.

El quilate de una aleación indica las partes de oro puro que hay sobre 24 partes en que se puede dividir esta aleación. Esto quiere decir que un oro de 18 quilates indica que hay 18 partes de oro puro y 6 partes de otro u otros metales combinados.

La fineza, expresa las partes de oro por mil que contiene una aleación. Ejemplo: una aleación con $\frac{3}{4}$ partes de oro puro, tiene una fineza de 750, dado que el oro puro tiene una fineza de 1000.

Clasificación según su dureza:

Se les ha clasificado según su dureza de la siguiente manera:

- Oro blando tipo I
- Oro mediano o tipo II
- Oro duro o tipo III
- Oro extra duro o tipo IV

3.2 USO DE LOS DISTINTOS TIPOS DE ORO

ORO TIPO I

Los valores de dureza vickers de las aleaciones, deben ayarse entre 50 y 90 (VHN 40 a 75), y debe experimentar un alargamiento de por lo menos el 18%; se trata fundamentalmente de aleaciones de oro, plata y cobre, que raras veces contiene platino o paladio. Las cuales son bastante dúctiles y se les puede bruñir con facilidad y poseen un límite proporcional relativamente bajo, no se les puede someter a tratamientos endurecedores. Sus puntos de fusión son muy elevados y hay que calentar a temperaturas que exceden levemente de 950 a 1050 grados centígrados para que puedan fundirse en su totalidad.

Las aleaciones de oro tipo I son preferentemente seleccionadas para incrustaciones de oro que no se someten a grandes esfuerzos, tales como cavidades simples, proximales de incisivo, caninos y en las de tercio gingival. Las aleaciones más duras de este tipo, se usan como incrustaciones en cavidades talladas en las caras proximales de premolares y molares, también en las superficies proximales de incisivos y caninos las cuales requieren la eliminación t restauración del ángulo incisal. El uso de las aleaciones de oro tipo I no está muy difundido debido a que las aleaciones de mayor dureza logran la misma finalidad.

ORO TIPO II

Se funden completamente a temperaturas mayores que van desde los 927 a los 971 grados centígrados. Estas se utilizan para elaborar todo tipo de incrustaciones por lo cual logran de la mayor popularidad en la práctica odontológica. Aunque las propiedades de tracción de etas aleaciones, son superiores a las aleaciones de oro tipo I, poseen casi los mismos valores de alargamiento porcentual del grupo anterior. Si bien es posible usar la aleaciones de oro tipo dos para cualquier tipo de aleación, no se les utiliza en forma amplia por las mismas razones mencionadas para las aleaciones de oro tipo I. estas aleaciones son clasificadas como claras y oscuras esto se deriva por la cantidad del cobre que llegan a contener.

ORO TIPO III

Este grupo de aleaciones podemos encontrar que contiene platino y paladio, las cuales nos confieren una mayor resistencia; sin embargo, la concentración no alcanza a elevar la temperatura de fusión, pasa ya de la correspondiente a l intervalo del soplete dental de aire-gas. Debido al platino y paladio que contienen, tienden a tornarse de color amarillo más claro al de los otros tipos de aleación del oro. El alargamiento porcentual de estas aleaciones es menor que el de los tipos anteriores. Se prestan al proceso endurecedor que produce un marcado descenso de la ductibilidad.

Como se menciona anteriormente, estas aleaciones han desplazado a las de oro tipo I y II en cuanto a su uso. Estas se indican principalmente para coronas o pilares de prótesis fijas, las cuales se han sometido a fuerzas intensas durante la masticación.

ORO TIPO IV

Se necesita una clasificación especial para estas aleaciones las cuales son aptas en aparatos colados de gran tamaño, tales como sillas, prótesis parciales de una pieza y barras linguales. Para estas aleaciones se requiere principalmente resistencia y resiliencia, no obstante la temperatura de fusión no debe ser excesivamente alta, porque hay que fundir una cantidad considerable en una sola exhibición. Por ello la temperatura de fusión en este tipo de aleación se encuentra entre los 871 y 982 grados centígrados, la cual nos indica que es menor a la de los otros tipos de oro.

Se procede al descenso en la temperatura de fusión, agregando mayor cantidad de cobre a expensas del contenido de oro. Este tipo de aleación, es mayormente empleado en el colado de la aparatología removible, que se limpia o pule fuera de la boca. Por ello hay que sacrificar una cierta cantidad de protección a la

pigmentación y pérdida de brillo. Es posible aumentar mínimamente el contenido de platino y paladio, de modo que se pueda incluir en este rubro las aleaciones más resistentes y de mayor dureza de todas las aleaciones anteriormente mencionadas.

3.3 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL ORO PARA COLADO

VENTAJAS:

- No sufre pigmentación.
- No sufre corrosión.
- No sufre cambios dimensionales.
- Se ajusta bien al órgano dentario.
- Presenta buena resistencia en los bordes.

DESVENTAJAS:

- Es antiestético.
- Es alto costo.
- Requiere de precisa manipulación.
- Es buen conductor térmico y eléctrico.

3.5 GENERALIDADES DEL ORO COHESIVO

Una de las primeras restauraciones permanentes usadas por el hombre, fueron las obturaciones dentales hechas de oro compacto. Conocidas desde los primeros practicantes del siglo XV, el uso de esta restauración, continua hasta nuestros días, defendido por un pequeño, pero entusiasta grupo de especialistas.

El uso del oro compacto en la odontología moderna, es paradolico; en una encuesta reciente, 51 de 52 escuelas de odontología en E.U.A., respondieron que enseñaban las técnicas con oro directas. La habilidad en la técnica de hoja de oro, es probada en numeroso exámenes de las juntas estatales. En nuestros días el odontólogo suele afirmar convencido, que las restauraciones con oro compacto, son las de mayor duración de todos los materiales restauradores, aunque

incongruentemente, las restauraciones directas con oro, rara vez se efectúan en la práctica dental.

Las ventajas de las restauraciones dentales hechas con oro compacto, son bien conocidas. El oro, es un elemento noble y tiene escasa tendencia a mancharse o corroerse en a boca. Su elevada maleabilidad y ductibilidad, permiten que sea adaptado estrechamente a las paredes de la cavidad, produciendo un sello apretado contra las filtraciones. La reputación de las obturaciones directas con oro, en la práctica dental es muy prestigiosa.

Es probable que la escasa popularidad del oro compactado se deba a ciertas desventajas reales e imaginarias; las incrustaciones directas de oro son técnicamente difíciles de insertar. Su éxito dependerá de la ejecución casi perfecta de cierto número de pasos secuenciales. Su colocación requiere tiempo, y muchos pacientes no aceptan la coloración dorada en su boca al exhibirse. La elevada conductividad térmica del oro produce gran sensibilidad. En ocasiones puede provocar pulpitis por técnicas demasiado meticulosas de condensación. Sin embargo en la odontología moderna se podría reconsiderar el uso de la obturación directa con oro.

MATERIALES DISPONIBLES:

Pueden seleccionarse para restaurar varios tipos de oro directo; e determinadas ocasiones un tipo de oro será mejor que otro. Todos los materiales de oro son cohesivos y se combinarán con éxito dentro de la restauración. Los procedimientos de manipulación, varían según la selección del material por lo tanto es necesario, comprender las propiedades y las indicaciones de cada material. Estas técnicas de combinación, se usan principalmente por conveniencia y para ahorrar tiempo.

HOJA DE ORO

La forma tradicional de obtención de oro para uso dental es la hoja de oro. El método usado en su fabricación es sumamente preciso. Piezas medidas de oro puro, son colocadas entre hojas de pergamino y martilladas con una maquina sobre un bloque de granito. De esta manera la hoja de oro es reducida a un grosor de 1.3 mm. En este punto la hoja es capaz de permitir el paso de la luz a través de ella. Como resultado de este proceso, es cambiada la microestructura del oro; los granos del metal son toscamente deformados tomando una apariencia fibrosa, parecida a una hojuela con una extensión horizontal 10 veces mayor que el grosor de la hoja convencional.

Este espesor determina en gran parte sus propiedades de manipulación. Cuanto más delgada sea la hoja más fácil será para el odontólogo, manipular las píldoras fabricadas con lo mismo. Las hojas individuales son cortadas en tamaños estándar de 10 x18 cm. El espesor puede ser expresado por el peso de un cuadro estándar. Ejemplo: si el cuadro pesa 4 gramos, las hojas se designan con el #4, si pesa 6 se pone el #6 y así sucesivamente.

También existen las llamadas vulgarmente pepitas redondas. Se extraen cuanto o 5 hojas de lámina de libro y se rallan con lápiz y regla, el papel delgado que cubre el oro para lograr el tamaño deseado de pepita en la caja para el oro. Se parte el papel recubierto y se ralla para hacer esferas en sección de la hoja de un miligramo. Las pepitas se hacen ejemplares redondos de la siguiente manera 1.56, 0.78, 0.39, 0.26 y 0.195 mm.

Cuerdas y pepitas comerciales

Las cuerdas y pepitas son hojas enrolladas de lámina número 2 y pueden formarse o cortarse en tamaños diferentes según la necesidad del procedimiento. Las pepitas comerciales vienen disponibles en diferentes tamaños y se colocan según la cantidad requerida de oro.

Las pepitas redondas hechas a la medida, no tiene alguna ventaja conocida sobre los tipos comerciales, y han surgió varios tipos como resultado de preferencias individuales. Las cuerdas y pepitas tienen la mitad de la densidad que las hechas a la medida.

LAMINA PLATINADA

Se intercalan láminas de platino con oro cohesivo normal, para producir aleación con contenido de platino de 15 a 30%.

El platino aumenta mucho la dureza de la restauración terminada, por lo tanto se usa esta aleación en áreas de tensión excesiva, un ejemplo podría ser en el borde incisivo de los órganos dentarios anteriores.

La hoja laminada se realiza doblando una hoja del #4 sobre sí misma para producir un espesor de 32, 64 y 120 capas. El paquete resultante se va cortando según la forma deseada y se incrusta en la cavidad ya preparada. La hoja laminada permite que una gran cantidad de oro sea agregada rápidamente al relleno, pero muchos operadores encuentran que el material se vuelve difícil de manipular y adaptar a las paredes de la cavidad preparada.

Algunos autores han clasificado a la hoja de oro como cohesiva y no cohesiva. La hoja no cohesiva es preferida por algunos operadores para recubrir la preparación de la cavidad, como ayuda la marginación y como medio de agregar volumen rápida mente a las preparaciones mecánicamente retenidas de clase II. La facilidad de manipulación de la hoja no cohesiva se debe aparentemente al hecho de que no se adhiere a si mismo si no que continua dispersándose y permite ser trabajada hasta quedar en el lugar adecuado.

ORO FIBROSO

Esta es otra forma de oro puro, frecuentemente es usada como material de restauración. Se usa el oro fibroso ara formar el centro de la restauración, y también sirve para simplificar el inicio de la condensación. El oro fibroso es esponjoso y e adapta bien a la pared de la cavidad preparada. Esto con su

calidad cohesiva, acortan el tiempo requerido para colocar y así es favorable el uso de una técnica combinada. En el método de obturación combinada es aconsejable en primer lugar, el uso de oro fibroso y oro cohesivo.

El oro fibroso, es un precipitado electrolítico de oro puro (oro puro en 99.995x 100 o más). El aspecto en forma de “pino” del fragmento de oro, es el resultado del proceso electrolítico el oro fibroso se coloca en un molde a temperatura ambiente para compactarse y posterior a aglutinarlo en el horno. La densidad y tamaño del oro fibroso varía según el tamaño de partícula y de cantidad de material presente cuando se produce el calentado. El proceso de aglutinado mantiene al oro cristalino unido hasta ser colocado en la cavidad. Se lleva a cabo el proceso calentando ligeramente el oro, bajo el punto de fundición. Ocurre una fusión parcial ocasionando aposición de las partículas hasta volverse condensadas en el diente. La adaptación de oro fibroso a la cavidad está influido por factores regulados por el fabricante, entre las cuales se encuentra la densidad y el espesor así como la temperatura del aglutinado.

Aunque la hoja fibrosa es similar a la del oro fibroso regulado, difiere, ya que en la cita de oro fibroso esta es envuelta con dos hoja normales de oro cohesivo y después se corta para ajustar se al fondo de la forma de la cavidad. La vaina cohesiva tiene a mantener unido al oro cristalino, mientras este se condensa en el órgano dentario.

ORO EN POLVO

Este material ha despertado mucho interés, y se han colocado muchas restauraciones desde que fue puesta en el mercado. La metalúrgica en polvo es un proceso nuevo y se ha usado al oro durante un cierto número de años. El proceso de manufactura es similar al del oro fibroso, ya que se mezcla y moldea ciertos números de polvos. Las partículas se calientan bajo diversos puntos de fusión, o se aglutinan para mantener al oro en grupos. La forma en polvo de ciertos metales, tiene propiedades similares a un moldeado con oro.

Se clasifican como productos en polvo las partículas esféricas de oro o agrupaciones de oro, son caracterizadas por aumento en su densidad lo que requiere alteraciones en la preparación de la cavidad, condensación y terminado. El mayor volumen conduce a puentes, lo que presenta algunos problemas para adaptarlo de forma aceptable.

Se ha desarrollado un producto nuevo de oro el polvo, envolviendo el material en hojas cohesivas normales. Se forma una envoltura y se envuelve en partículas de oro en amaños de 100, 200 y 325 para formar la llamada pepita de oro. La relación es de 95 por 100 de polvo, a 5/100 de láminas. Ambos metales son de oro puro y son cohesivos. Las láminas, mantienen las partículas pulverizadas en la preparación durante la condensación y complementan las propiedades cohesivas del oro. Actualmente se está usando este oro en polvo para diversos tipos de restauraciones, el material en polvo no se limita al uso como centro de material. Las pequeñas lesiones insipientes de todo tipo, pueden restaurarse con oro en polvo, esto debido a su mayor densidad, este material ha cambiad las preparaciones directas básicas con oro, así como ciertos métodos de manipulación

Indicaciones para oros directos:

- Lesiones cariosas incipientes.
- Lesiones de clase I en dientes premolares.
- Lesiones cervicales de clase V.
- Lesiones de clase III en dientes anteriores, superiores e inferiores.
- Lesiones de clase II en dientes premolares.
- En erosiones.
- En hipoplasia, puntos blancos o fosetas defectuosas.

COLADO DENTAL

Los laboratorios dentales, usan varios métodos de colado, incluyendo la llamada técnica de expansión térmica y la técnica higroscópica. La intención de expresar solo los aspectos generacionales del colado para incrustaciones. Los métodos no

serán descritos de manera detallada y se dará más atención a la técnica de expansión térmica.

El proceso de la cera perdida se usa, para el colado de incrustaciones, coronas y prótesis parciales. La secuencia para colar una incrustación es:

1. Se prepara un patrón de cera en forma de la incrustación final en la boca sobre el diente preparado (técnica directa).
2. El patrón de cera se une a un cuele y se monta sobre una base.
3. El patrón de cera se reviste vertiendo una suspensión de revestimiento de yeso alrededor del patrón delimitado por un cubilete.
4. Después que endurezca el revestimiento, el patrón de cera se quema en un horno, dejando un molde con una cavidad vacía en la forma del patrón de cera.
5. Después, la aleación para colado se funde y se fuerza bajo presión a llenar el molde.
6. Finalmente, la aleación colada se retira del molde, se limpia con ácido y se pule.

PATRON DE CERA

La cera dental para incrustación tipo B es usada para la técnica directa. Una cera tipo C con propiedades de mayor fluidez está diseñada para el método; una pieza de cera, se calienta sobre una flama hasta que esta plástica y entonces, se presiona firmemente dentro de la preparación cavitaria. Cuando se emplea la técnica indirecta, la cera derretida, se aplica al dado con una espátula pequeña hasta construir el patrón. Se utiliza un lubricante para cubrir el dado para el método indirecto, para facilitar la separación del material del dado.

UNION DE CUELE

El patrón de cera se une a un perno corto llamado cuele después del revestimiento, el cuele se retirara para dejar un canal permitiendo que el metal fundido penetre la cavidad del molde. El patrón con el cuele se monta sobre una

peana y se rodea con un cubilete. El cuele se debe unir al patrón en su posición más gruesa. El cubilete se forra con una capa de asbesto húmedo, o un material sustituto para proporcionar un soporte contra el cual dicho molde se puede expandir durante el fraguado y calentamiento.

REVESTIMIENTO

El material para formar un molde en el colado dental de oro, contiene un material aglutinante y otro refractario. El aglutinante es el sulfato de calcio hemidihidratado y el refractario es ya en cuarzo o cristobalita, lo cuales ambos son a base de sílice.

ELIMINACION DE LA CERA

El calentamiento del molde para eliminar el patrón de cera y expandir el molde, se llama procedimiento de desencerado. El patrón de cera se elimina completamente para obtener colados totales. El molde se coloca en un horno de quemado con el agujero del cuele hacia abajo para facilitar que la cera derretida se escurra, en un promedio de 30 minutos este se voltea con el agujero hacia arriba.

El molde se debe retirar del horno y colocarlo sobre la máquina para colado justo antes del mismo. El material debe estar listo para colocarlo en ese momento y así, prevenir el enfriamiento del molde mientras se está esperando.

COLADO DE LA ALEACION

Las aleaciones de oro deben de fundirse para el colado, puede utilizarse un soplete de gas- aire, o en una maquina electrica de colado. Es importante el lograr mantener una atmosfera reducida durante la fundición para prevenir que este absorba oxígeno. Esto es posible, si se conserva reducida la flama del soplete en contacto con la aleación o también se puede usar un crisol de grafito con la maquina eléctrica para colado. Un poco de fundente reductor capaz de disolver los óxidos metálicos también reduce la absorción de oxígeno, ya que puede causar porosidad en el colado.

La aleación se debe colar cuando esta se encuentre totalmente líquida, ósea aproximadamente a los 70 grados centígrados. Por arriba del punto de fusión. Las máquinas centrífugas de colado son las más usuales para el colado. Cuando la máquina está girando, el centrifugado externo conduce la aleación fundida a través del canal del cuele Para llenar el molde. Después, cuando la máquina deja de girar y se retira el molde se sumerge en agua, y el colado se recobra rompiendo el molde de revestimiento. El colado se limpia con ácido después de colar, para eliminar la oxidación superficial que le da un aspecto obscuro.

Después de la limpieza, el colado se lava con agua y se pule con ruedas abrasivas, ruedas de caucho, piedra pómez, trípoli y finalmente rojo inglés. El colado de oro final se encuentra listo para la cementación.

CAPITULO IV
CORONAS DE ACERO-CROMO

4.2 GENERALIDADES

La corona de acero inoxidable, ha probado ser un medio eficaz y práctico para restaurar los dientes demasiado degradados, o con una fractura muy baja, donde la amalgama, no podría ser retenida. Desde que fue introducida en la década de 1940, la técnica se ha hecho cada vez más popular y se emplea en todo el mundo.

Cuando el contenido de cromo de un acero excede de 11 por cien, la aleación es designada acero inoxidable. Además de Hierro, Carbono y Cromo, también suele haber otros elementos, de ahí la gran variedad en composición y propiedades de los aceros inoxidables.

Las resistencias a la fluencia a la temperatura ambiente, varían de 2110 kg/cm², hasta más de 17,600 kg/cm².

Los aceros resisten la pigmentación y la corrosión fundamentalmente, gracias a la pasividad que aporta el cromo. Dicho sencillamente, cuando la aleación es sometida a una atmósfera oxidante, tan suave como el aire limpio; sobre su superficie se forma una capa de óxido muy delgada y transparente, pero resistente e impermeable. Esta capa protectora de óxido, impide que continúe la pigmentación y la corrosión. Si por causas mecánicas o químicas ésta capa se rompe, se pierde la protección sobre la corrosión.

Hay tres tipos de aceros. Los instrumentos quirúrgicos y cortantes, deben ser hechos de aleación martensítica, para que tengan mayor resistencia y dureza. Si la resistencia a la corrosión es más importante que la tenacidad o la dureza, se usara acero inoxidable austenítico.

Las aplicaciones odontológicas incluyen equipos de esterilización, autoclaves, muebles para instrumentos, mesas para operaciones, bandas ortodónticas y alambres.

Una acero inoxidable austenítico, es muy difundido como material para implante y ferulización.

Las aleaciones ferríticas, proporcionan buena resistencia a la corrosión a menor costo, siempre que no se requiera resistencia.

ACEROS INOXIDABLES FERRITICOS CROMO-CARBONO.- La composición básica del acero inoxidable ferrítico, es de alto contenido de cromo y bajo contenido de carbono, hacen desaparecer la contracción de la zona austenítica. Cuanto más elevada es la relación Cr/C, tanto más extendida y estable es la fase de ferrita.

Como el cambio de temperatura no trae aparejado un cambio de fase en el estado sólido, la aleación no puede ser endurecida mediante tratamiento térmico. Además el acero inoxidable ferrítico no puede ser endurecido por trabajo mecánico. La resistencia a la corrosión, incluso a temperaturas elevadas es buena.

ACEROS INOXIDABLES MARTENSITICOS.- Se les puede someter a tratamiento térmico, igual que los aceros al carbono simples con resultados similares.

Como el contenido del cromo ésta entre 11.5 por 100, la difusión atómica está retardada y la dureza es alta.

Si el contenido del cromo excede de 18 por 100, puede no existir austenita a ninguna temperatura. Como la martensítica forma a partir de la transformación atérmica de la austenita, o acero inoxidable martensítico, está limitado a 18 por 100 de contenido de cromo. Una aleación inoxidable ferrítica, no está restringida respecto a la transformación de cara centrada, en de cuerpo centrado, porque es de cuerpo centrado a todas las temperaturas. Si no fuera por el hecho de que el carbón y el níquel expanden la región austenítica, el contenido de cromo de acero inoxidable martensítico, estaría aún más limitado de lo que está. Excepto el contenido del carbono, la composición del acero inoxidable martensítico y ferrítico, serían esencialmente la misma.

El contenido de Níquel del acero inoxidable martensítico también es limitado.

El níquel, junto con el cromo que es necesario para dar resistencia a la corrosión del acero, hace descender la temperatura de formación de la martensita y retarda la difusión atómica.

La resistencia a la fluencia de un acero inoxidable martensítico al carbón de alta fusión, varía entre 4920 kg/cm² en el estado ablandado y, 18980 kg/cm² en el estado endurecido.

La resistencia a la corrosión de los aceros inoxidables martensítico, es menor que la de otros tipos y disminuye después de un tratamiento térmico endurecedor, la ductibilidad disminuye; puede llegar a sólo 2 por 100 de alargamiento para un acero inoxidable martensítico al carbono.

ACEROS INOXIDABLES AUSTENITICOS.- Las aleaciones de acero inoxidable auténticas son las más resistentes a la corrosión, de todos los aceros inoxidables. El tipo básico es el 302 AISI y, contiene 18 por 100 de cromo, 8 por 100 de níquel y 0.15 por 100 de carbono. El tipo 304 tiene una composición similar, pero la diferencia fundamental, reside en el contenido de carbono se limita a 0.18 por 100. Tanto el tipo 302 como el 304, pueden ser denominados acero inoxidable 18-8, que es el más comúnmente usado en la ortodoncia en forma de bandas y alambres.

La transformación de austenita en ferrita, se realiza a temperaturas elevadas por eliminación del cromo de la solución sólida y, formación de complejos de carburo de cromo o precipitación de compuestos intermetálica, ricos en cromo. Esta pérdida de cromo de la solución sólida, también reducirá la resistencia a la corrosión del acero inoxidable austenítico por eliminación de cromo de la solución sólida gamma, se denomina sensibilización y será explicada más adelante. Por el contrario, las técnicas empleadas para retener el cromo en la solución sólida, se denomina estabilización.

El trabajo en frío también puede originar una transformación de parte de la austenita en una red de cuerpo centrado.

El contenido elevado de cromo y níquel, no sólo reduce el régimen de transformación de la austenita en ferrita sino que también desciende la temperatura de formación de la martensita.

La red que resulta de la inhibición de la transformación de austenita en ferrita o martensita, proporciona una estructura austenítica, establece por debajo de la temperatura del nitrógeno líquido. Así, los aceros de ésta serie 300, no pueden ser endurecidos por tratamiento térmico, sin embargo, se endurecen fácilmente por trabajo mecánico en frío.

Por lo general, se prefiere el acero inoxidable austenítico a las aleaciones ferríticas, debido a;

1.- Mayor ductibilidad y capacidad de asimilar más trabajo en frío sin fracturarse.

2.- Adquisición substancial de resistencia durante el trabajo en frío.

3.- Mayor facilidad para ser soldado con soldadura eléctrica.

4.- Se presta bastante bien a la sensibilización.

5.- Crecimiento granular menos crítico

6.- Se forma con relativa facilidad.

4.3 INDICACIONES DE CORONAS DE ACERO-CROMO:

Lesiones cariosas demasiado grandes.

Problemas parodontales (gingivitis).

Traumatismos (accidentes).

Absorción química.

Abrasión mecánica.

Desgaste intencional.

LESIONES CARIOSAS.- Se debe a un proceso químico-biológico, a una higiene oral defectuosa y acumulación de diversos agentes patógenos en las piezas dentarias.

Como una definición se puede decir, que la caries es una enfermedad infecto-contagiosa, caracterizada por la destrucción total o parcial de los tejidos del diente.

PROBLEMAS PARODONTALES.- La placa bacteriana es una de las causas principales de los problemas parodontales, presentándose la movilización de piezas anteriores y posteriores y por lo tanto, las pérdidas de las mismas si no son tratadas a tiempo.

TRAUMATISMOS.- Pueden ser por diferentes causas como son accidentes, pleitos, etc. Y se puede presentar fractura como simple parcial o completa.

ABSORCION QUIMICA.- Es debido al detritus alimenticio o la descomposición, localizándose con frecuencia en el cuello de las piezas dentarias.

ABRACION MECANICA.- Es debido a la oclusión traumática, caracterizada por la acción del frotamiento repetido, por el uso de cuerpos duros o aparatos protésicos defectuosos, ayudada por una descalcificación marcada.

DESGASTE INTENCIONAL.- Serie de maniobras que tienden a desgastar parcial o totalmente una corona, con el fin de corregir una oclusión anormal, devolviéndole su anatomía y función al hacer una rehabilitación completa.

4.4TECNICA DE MANIPULACION

Primer paso: Se tallan las tres superficies parciales de fácil acceso, con una fresa de diamante cilíndrica, la punta del diamante se mantiene con su eje paralelo al eje mayor del diente, y se eliminan todas las infructuosidades. La cuarta superficie axial, la que está en contacto con el diente contiguo, se prepara con un corte de tajada, usando un disco o punta de diamante fino.

Segundo paso: La superficie oclusal se talla con una punta de diamante cilíndrica, ovoide o de flama. Este desgaste debe ser por partes, terminando cada una de ellas antes de seguir con otras. El desgaste es de aproximadamente un milímetro de espesor.

El tercer paso consiste en redondear las aristas entre la pared oclusal y las paredes axiales.

El cuarto paso consiste en el biselado de todos los contornos para no dejar aristas.

4.5 VENTAJAS Y DESVENTAJAS

VENTAJAS

Es estética cien por ciento en dientes anteriores, pues imitan la superficie dentaria, tanto en color como en apariencia.

Es insoluble a los fluidos bucales.

Resistente a las fuerzas de compresión.

En bocas como un índice de caries muy elevado, ya que al cubrir la totalidad de la pieza, no dejamos tejido dentario propenso a caries.

Se puede corregir mal posición o defectos de desarrollo.

Cuando se tiene que modificar el plano oclusal y se hace necesaria la confección de un nuevo contorno de toda la corona clínica, etc.

DESVENTAJAS:

Pueden llegar a fracturarse.

Son buenos conductores térmicos y eléctricos (en dientes posteriores).

Almacenan residuos alimenticios por falta de higiene bucal.

Por lo general ocasionan problemas parodontales.

CAPITULO V
RESINAS ESTETICAS

5.2 COMPOSICION Y PRESENTACION

En honor a la verdad, hay que reconocer que el perfeccionamiento de la composición y las técnicas, ha eliminado algunos de los problemas que existían al usar los primeros materiales acrílicos para obturación. Pero incluso, mediando éstas mejoras introducidas, las propiedades inherentes de la resina acrílica, limitan su uso a casos seleccionados.

Sólo mediante el conocimiento de sus propiedades físicas y químicas básicas, podremos valorar con inteligencia su papel apropiado en la restauración de los dientes cariados.

La resina no es un material fácil de manejar o dominar. El odontólogo, debe estar preparado para aceptar éste hecho y asumir la responsabilidad de adquirir la experiencia necesaria para familiarizarse con las características del material.

PRESENTACION: POLVO Y LIQUIDO.

POLIMERO.- El componente principal del polvo de polímero, es el poli (metacrilato de metilo) en forma de perlas o limaduras. El polvo contiene también un iniciador, peróxido de benzoilo. Cuando el sistema es de un curado, también se incorpora al polvo el activador o co-catalizador.

La obtención del color y el tono adecuado, se logra de la misma manera que en el caso de las resinas para dentaduras. Perlas de polímero de determinado color, se mezclan con perlas transparentes para lograr el efecto deseado después de la polimerización.

El tamaño de las partículas de polímero, es de considerable importancia respecto de la superficie total presentada para la interacción de monómero y polímero. Si todos los otros factores permanecen igual, el ataque del monómero al polímero será más rápido cuanto menor sea el tamaño de las partículas son ultra finas.

Con la finalidad de regular las características de empaque, algunos productos comerciales contienen una mezcla de polvos de partículas de diferentes tamaños. Cuando la distribución del tamaño de las partículas es óptima, es posible mojar el polvo con una cantidad más pequeña de líquido y reducir la contracción de polimerización total.

El peso molecular del polímero se controla más cuidadosamente que el de las resinas para dentaduras, para asegurar la disolución rápida del polímero en el monómero.

MONOMERO.- El monómero se compone básicamente de metacrilato metilo, aunque algunos contienen agentes de unión cruzada, tales como el dimetacrilato de etilo, en cantidad de 5 por 100 o mayor. Se considera que los monómeros de cadena cruzada aumentan la estabilidad de la resina. Además el monómero contiene una pequeñísima cantidad de inhibidor. Si el activador viene en la resina, está incorporado al monómero. También puede haber ácido metálico.

5.3 TECNICAS DE COMPRESIÓN.

En la literatura odontológica, hay una cantidad de diferentes técnicas para realizar las obturaciones directas de resina acrílica. Para la colocación del material en la cavidad tallada, son por lo menos tres las de uso corriente. Ellas son: la técnica de ataque en masa o técnica de compresión, la técnica sin compresión o del pincel y, la técnica del escurrimiento. Todos los demás procedimientos no son, sino variantes de estos tres.

Como sucedía con las resinas para dentaduras, se mide aproximadamente el líquido y se le agrega el polvo; el polvo y el líquido se mezclan en un vaso dappen o en una loseta de vidrio. Uno de los inconvenientes de esta técnica, es que puede quedar aire atrapado en el material, produciendo burbujas en la obturación. Para que esto suceda, hay que mezclar suavemente con una espátula.

Cuando el material adquiere la consistencia plástica, se coloca en la cavidad y se mantiene allí bajo presión, mediante una matriz contorneada. La matriz debe de ser de alguna sustancia como Mylar, que no se atacada por el polímero. Se fija ajustadamente la tira que sirve de matriz y se deja inmóvil, hasta que virtualmente concluya la polimerización. Todo movimiento de la matriz mientras el material este blando, separa el material de las paredes cavitarias, produciendo una abertura en el margen de la restauración y permitiendo que hay filtración por la interface diente-restauración.

El fundamento de la técnica de compresión, es que la presión ejercida por la matriz reducirá el tamaño de las burbujas de aire y, se supone, orientará la contracción de polimerización hacia zonas que no causa la filtración de la restauración. Asimismo, la matriz impide la evaporización del monómero durante los primeros periodos de la polimerización. Toda evaporación de monómero, produce un aspecto arenoso en la superficie.

Aunque la técnica de compresión es la más simple de todas las ideadas para hacer obturaciones de resina acrílica, no compensan con eficiencia algunos inconvenientes del material. Las técnicas sin compresión, reducen mejor los efectos de la contracción de polimerización y, proporcionan la adaptación más íntima del material a las paredes de la cavidad. Por ésta razón, se prefiere la técnica sin compresión.

5.4 TECNICA SIN COMPRESION (DEL PINCEL).

La técnica sin compresión o técnica del pincel, se lleva a cabo aplicando la mezcla de monómero y polímero por capas, y, no todo al mismo tiempo.

El polímero se coloca en un vaso deppen y el monómero en otro. Primero se humedece con monómero a la cavidad tallada; a continuación, se moja en la punta de un pincel pequeño de pelo de marta en el monómero, y luego se toca el

polímero, para que algunas partículas cuelguen del extremo y formen una pequeña esfera o aglomerado de partículas del polvo y monómero.

Inmediatamente, se coloca en el piso de la cavidad, la esfera formada en la punta del pincel. La mezcla fluida corre con rapidez por el piso cavitario ya mojado con monómero; se repite éste proceso, hasta llenar adecuadamente la cavidad.

Después se cubre la superficie de la restauración con algún tipo de material inerte, tal como manteca de cacao, grasa de silicona, cera o aceite.

Algunos fabricantes elaboran estas substancias protectoras, la capa evita la evaporación del monómero, y en el caso de resinas polimerizadas por el sistema sulfonato, disminuye el peligro de inhibición por humedad.

Hay que tener cuidado de que no caiga polímero dentro del vaso dappen que contiene el monómero, ni que caiga el monómero dentro del vaso que tiene el polímero. El contacto prematuro entre el polvo y líquido, destruye la eficacia de las reacciones y la restauración será débil.

Otra precaución a observar es, asegurar que siempre se agreguen las nuevas capas de polímero y monómero, sobre una superficie saturada de monómero.

Si se deja evaporar el monómero de manera que la resina que ya está en la cavidad tenga la superficie opaca, no habrá una buena unión con la resina agregada.

Como la técnica por compresión, tiene como inconvenientes tales como el movimiento de la matriz durante la polimerización, está más difundido el empleo de la técnica del pincel; con ella, se consigue una adaptación algo mejor a las paredes de la cavidad.

Hay con seguridad una serie de razones para ello; la consistencia fina de la mezcla, permite que el material fluya dentro de los minúsculos surcos de la superficie tallada de los dientes. Para decirlo brevemente, las características de "mojabilidad" de la mezcla más fina, son superiores y se consigue una mayor

adaptación y traba mecánica del material al diente. Además, las técnicas sin compresión, compensan mejor la contracción de polimerización de la resina.

Otros elementos auxiliares que mejoran la adaptación, son los agentes de revestimiento que suele ofrecer el fabricante, en especial, cuando se trata de resinas que emplean el sistema de curado con sulfonato. Estos revestimientos, denominados por los fabricantes “imprimador” u “obturador cavitario”, no deben ser confundidos con los barnices para cavidades. Los agentes de revestimiento cavitario preparados para ser usados con las resinas acrílicas, son soluciones de ácido fosfórico de glicerina, disuelto en monómero de metacrilato de metilo.

El revestimiento es aplicado sobre la superficie de la cavidad tallada, antes de depositar en ella la resina. El propósito es mejorar la superficie hidrófila de la dentina y del esmalte, para acrecentar la atracción de la resina hidrófoba. Como el revestimiento no se evapora completamente, hay que aplicarlo en películas muy delgadas con una torunda de algodón pequeña. No hay pruebas de que éstos revestimientos produzcan adhesión significativa, pero sí, mejoran levemente la adaptación de la resina, por lo menos al principio.

TECNICA DEL ESCURRIMIENTO.

Hay otras modificaciones de la técnica del pincel. Si bien, la técnica del pincel es de fácil aplicación en restauraciones de clase V y en zonas accesibles en la que es factible regular el exceso de resina, no lo es en otras circunstancias. La atracción gravitatoria de un volumen grande de resina mientras está en estado fluido, por ejemplo, hace que sea difícil regular adecuadamente el material para conseguir el contorno conveniente. En estos casos, se hace una combinación de la técnica sin compresión y la técnica con compresión. Esta técnica se conoce con el nombre de técnica del escurrimiento.

En ella se hace una mezcla fluida de polímero y monómero. Después el gel de resina fluida, es llevado con un instrumento de plástico o un pincel de pelo de

marta a la cavidad tallada. Una vez llena la cavidad, se aplica una matriz, aunque no se la sostiene bajo presión como en la técnica de compresión. La fluidez de la resina favorece la adaptación íntima a la superficie dentaria. La matriz contiene la resina, asegurando el contacto y contorno adecuados.

5.5 TERMINADO.

Preferentemente, hay que hacer la terminación por lo menos 24 horas después de realizada la obturación, pues es entonces, cuando concluye la reacción de polimerización. No obstante, las resinas polimerizadas por el sistema de sulfinato endurecen con tal rapidez, que se puede proceder a terminar la restauración a los ocho o diez minutos. Durante la terminación, el operador elimina el sobrante o exceso, cortando o desgastando, alejándose de los márgenes. Si se empuja el sobrante hacia los márgenes, lo más probable es que se desgarrará y dejará una abertura, para que allí haya micro filtración.

El corte se hace con un bisturí delgado y afilado y una fresa redonda o de terminación, sostenida con suavidad contra la superficie. A continuación, se puede pulir muy bien las superficies con una fresa embotada.

El acabado final se retoca con tiza mojada en una rueda pulidora o con piedra pómez mojada en una tasa de caucho blanca. Hay que evitar el pulido excesivo de la superficie, pues destruye las cualidades estéticas de la resina.

5.6 RESINAS COMPUESTAS.

El sistema de las resinas compuestas, es una consecuencia natural de la época de los materiales de resinas acrílicas sin relleno. Como hemos visto, la dureza y resistencia insuficientes, la facilidad con que se desgastan y el alto coeficiente de expansión térmica de las resinas acrílicas, imponen limitaciones evidentes a su utilidad, y son carencias inherentes que pueden ser el origen de posibles fracasos.

Por tanto, fue preciso buscar polímeros que no representaran tales inconvenientes, y la investigación en éste sentido, condujo al descubrimiento de las resinas compuestas. Los trabajos de Bowen son ya clásicos, no porque fue el primero en sugerir el concepto para la odontología restauradora, sino porque contribuyó mucho a caracterizar las resinas y su relleno.

El término de compuesto se refiere, a una combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interface definida separando los compuestos, preparada en forma adecuada, la combinación proporciona propiedades superiores a las de los compuestos actuando por separado. El hueso y el esmalte dentario, son ejemplos excelentes de éste tipo de estructura. Por tanto, el material restaurador compuesto, es un material en el cual una cantidad máxima de relleno inorgánico, ha sido añadida a una cantidad mínima de resina orgánico polimerizable de enlaces cruzados que sirve como agente de unión.

La elaboración de éste tipo de compuesto no es casual. La naturaleza del relleno, su geometría y concentración, así como el método para lograr una unión adhesiva entre el relleno y el material de la matriz, son factores que han de tomarse en cuenta. Las propiedades físicas y químicas, y la viscosidad de la resina, son sólo algunos de los factores importantes que influyen en la formulación de la matriz a la que será añadido el relleno especificado.

El material de resina compuesta para matriz más conocido, es el sistema BIS-GMA, aunque actualmente es posible encontrar varias resinas compuestas que utilizan otros tipos, como el dimetacrilato de uretano; la molécula BIS-GMA puede ser sintetizada de diferentes maneras, una de las cuales sería mediante reacción del éter glicerilo de bisfenol-A (una molécula epoxi) y ácido metacrílico, o bien por reacción del bisfenol-A y metacrilato de glicerilo.

Existen diferentes tipos de rellenos. Con los primeros compuestos, se solía utilizar perlas y varillas de vidrio; en la actualidad es más frecuente encontrar cuarzo y vidrio de borosilicato en los productos. La composición, geometría y

tamaño de las partículas, influyen sobre las propiedades de la estructura final. El uso del vidrio que contiene fluoruro de bario, aumenta la radiopacidad. Las partículas están siempre recubiertas con algún agente de unión como cinilsilano, para aumentar la adherencia entre relleno y resina, y evitar así la penetración de agua a nivel de interfase o la expulsión del relleno.

Las observaciones hechas en relación con las resinas acrílicas en cuanto a la importancia de reducir al mínimo las microfugas para evitar la sensibilidad y degeneración pulpar, son también válidas para los compuestos. Aunque los fabricantes anuncian propiedades de adherencia, ninguno de los compuestos comerciales para restauración, son realmente adhesivos, en el sentido clásico del término; todos confían en la unión mecánica de la resina con la estructura del diente. Sin embargo, éste medio permite fabricar una restauración de resina compuesta que se adaptara estrechamente a la estructura dentaria, siempre y cuando se tenga cuidado de lograr y conservar un buen ajuste de la resina a las paredes de la cavidad preparada.

El número de productos comerciales de resinas compuestas, aumenta continuamente y aunque todos están fabricados con los componentes mencionados y en base a las reacciones químicas antes descritas, suelen diferir en ciertas características y propiedades. Pero con toda imparcialidad, cabe advertir que no hubo grandes avances, como lo sería el logro de las moléculas realmente adhesivas.

Las diferencias modestas observadas en las propiedades clásicas, o sea, resistencia a la compresión y a la tracción, dureza, módulo de elasticidad, coeficiente de expansión térmica y resistencia a la abrasión, son sólo de interés académico y no se ha comprobado que tengan importancia para la restauración clínica. Lo mismo podría decirse de las propiedades biológicas.

Así pues, hasta que no dispongamos de productos con características de grado superior, confirmados mediante documentación clínica y resultados mejores, la selección de un compuesto particular, habrá de hacerse basándose en factores

subjetivos. La mayoría de los dentistas parecen preferir resinas de pasta, y suelen escoger preparados con ésta consistencia. Los colores y matices y los métodos de colorear las resinas, varían y cada dentista tiene su propia opinión acerca de la calidad estética lograda con un producto determinado. Como también varían los rellenos y las técnicas de acabado, habrá diferencias en el grado de rugosidad de la superficie de las restauraciones. Los sistemas que utilizan la luz ultravioleta o visible para la polimerización, proporcionan tiempo de trabajo óptimo y mayores probabilidades de adaptación de la resina a las paredes de la cavidad. Sin embargo, también se puede lograr una buena adaptación y sellado marginal con las resinas autopolimerizables tradicionales.

Por tanto, no se debe dar demasiada importancia a las afirmaciones publicitarias de los fabricantes en cuanto a las propiedades físicas. Como sucede con todos los materiales restauradores, estas afirmaciones deben ser confirmadas por estudios clínicos exactos, en los cuales fueron corroboradas tales relaciones entre propiedades y resultados.

Independientemente del tipo de producto que se trate, es evidente que una resina compuesta de formulación y elaboración adecuadas, es superior a las resinas acrílicas sin relleno en términos de las pruebas clásicas utilizadas para analizar las propiedades mecánicas y físicas. Así por ejemplo, las resinas compuestas son más duras, más fuertes y más rígidas y, poseen un coeficiente de expansión térmica más bajo. Si bien la importancia clínica de estas propiedades superiores no ha sido establecida todavía, podemos hacer algunas especulaciones. Así, la menor contracción que ocurre durante la polimerización es una ventaja, ya que el material puede elaborarse en forma de pasta y ser utilizado con la técnica compresiva o de inserción en masa. Sin duda, es preferible un coeficiente de expansión térmica más bajo, aunque como hemos visto antes, no se sabe exactamente cuál es su importancia. Tampoco ha sido posible establecer con certeza, si valores más bajos tendrán alguna influencia en la disminución de la frecuencia de caries secundarias, o en la aparición de manchas marginales. No obstante, cabe señalar, que cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión

térmica del material restaurador al del diente, tanto menos probabilidades habrá que ocurran microfugas durante los cambios de temperatura que suelen producirse en la cavidad bucal. Así mismo, el módulo de elasticidad más elevado, tiende a reducir la deformación elástica cuando la restauración se haya sometido a esfuerzos, como es en el caso de las restauraciones clase IV, y esto también disminuye las microfugas debidas a la pérdida de adaptación estrecha original de la resina, a los márgenes de la cavidad.

5.7 COMPOSICION Y PRESENTACION.

En fechas recientes han aparecido en el mercado, algunas resinas a las que se le ha agregado un relleno o fase inorgánica a base de un material inerte como el cuarzo, fibras de vidrio y polvos cerámicos finamente pulverizados, que entran en un 70-80% de peso y en un 50% del volumen.

La fase orgánica (o sea la resina), puede ser el mismo poli (metacrilato de metilo), visto en las resinas convencionales, o puede ser un poli (metacrilato de glicidilo, que es más usado).

Para lograr una buena unión entre las partes orgánicas, se trató previamente, (se recubre) el material de relleno con vinil-silano, que actúa como agente de enlace entre ambas fases. Contienen también el ácido metacrílico para estabilizar el color.

PRESENTACION:

Generalmente en forma de dos pastas de distintos colores, conteniendo una de ellas, llamada universal al poli (metacrilato de metilo) y la otra al activador (dimetil-p-toluidina).

Ambas pastas contienen el relleno y los otros elementos que se vieron en las resinas para la obturación convencionales. Se supone que reflejan el color del tejido adyacente o subyacente, por lo que vienen en un solo tono.

5.8 MANIPULACION:

Las partes son viscosas y se mezclan por medio de un aplanado enérgico y con una espátula de plástico. (De utilizar espátulas o instrumentos de metal, el relleno lo raya y la resina se pigmentará de obscuro).

Una vez efectuada la mezcla, cuando adquiere color homogéneo, se inserta en la cavidad con un instrumento plástico y de ser posible, se comprime con una tira de celuloide, tal como se hizo con las resinas convencionales y con los mismos fines. (Controlar la contracción de polimerización).

La matriz se retira a los 5 minutos, y se puede proceder de inmediato, a recortar excedentes y pulir la superficie con fresas de diamante o discos especiales de lija o piedras blancas.

5.9 TERMINADO: (Polimerización).

La conversión de oligómeros y monómeros a matriz polimérica, es iniciada por medios químicos o fotoquímicos para formar radicales libres.

INDUCCION QUIMICA.

Se pone en contacto una amina orgánica y un peróxido mezclando cantidades iguales de las dos pastas, y su reacción produce radicales libres a temperatura ambiente.

La velocidad de formación de radicales libres, en lo que se refiere al tiempo, está directamente relacionada con el producto de las concentraciones del iniciador peróxido y acelerador amina. Puesto que la etapa que determina la velocidad de formación de los radicales libres, variaciones menores en las cantidades de las dos partes, no tendrán prácticamente ningún efecto sobre la reacción de fraguado. Por ejemplo, variaciones en la relación “catalizador/base” de 2.1 a 1.2, no alteran de manera palpable el fraguado de los compuestos, ni la absorción del agua del material fraguado. Puesto que tanto los oligómeros como los monómeros de baja viscosidad son disfuncionales, se obtendrá un polímero de cadenas muy entrecruzadas y moderadamente quebradizas.

El desarrollo de la reacción de polimerización, ha sido estudiado midiendo la viscosidad de las pastas mezcladas. La característica de la mayoría de los compuestos, es aumento lento y pequeño de la viscosidad hasta el final del tiempo del trabajo, cuando la viscosidad aumenta muy rápidamente. Los tiempos de trabajo y fraguado de varios compuestos, han sido registrados por medio de muchos métodos por lo general, los tiempos de trabajo a temperatura ambiente 0 a 23° C, oscila entre 1 a 5 minutos, y los tiempos de fraguado a la temperatura de la boca, fluctúan entre 1.5 y 6 minutos.

La elevación de la temperatura durante la polimerización, es por supuesto, función de la composición y del volumen de la restauración.

La concentración volumétrica durante la polimerización, es de 1.3 a 1.6% en comparación con el 5.2% observando para las resinas acrílicas sin rellenado.

La reacción de la polimerización suele prolongarse bastante después de alcanzar el tiempo de fraguado, habiéndose observado aumentos de 17 a 40% en la

viscosidad dinámica e incrementos de 5 a 22% en el módulo dinámico al cabo de 3 a 24 hrs después de haber ocurrido el fraguado.

El aire inhibe la reacción de la polimerización como lo demuestra la aparición de una capa superficial pegajosa, y las mediciones indican que el 75% de los enlaces dobles de carbono no han reaccionado. La capa superficial pegajosa es útil si se añade una segunda mezcla del compuesto al material fraguado; sin embargo, la presencia de la masa del compuesto de una gran cantidad de enlaces dobles de carbono que no han reaccionado, podría estar relacionada con la erosión del material observada en la clínica.

5.10 VENTAJAS Y DESVENTAJAS

VENTAJAS

Menor contracción o polimerización.

Coefficiente de expansión térmica más bajos (solo tres veces más que los tejidos dentario).

Mayor resistencia mecánica (a la compresión y a la tracción).

Mayor resistencia a la abrasión.

Mayor percolación.

100% estética.

DESVENTAJAS

Se pigmentan con facilidad.

Menos firmeza en el color.

Son más frágiles (se rompen fácilmente como el vidrio).

Tienen su superficie más rugosa.

El ph puede afectar a la pulpa.

5.11 RESINAS FOTOCURABLES

INDUCCION FOTOQUIMICA

Se puede utilizar luz ultravioleta o visible, para iniciar la polimerización de las resinas compuestas y, es necesario tomar en cuenta los siguientes factores: 1.- la seguridad de la fuente de la luz, 2.- las características de la fuente de la luz y 3.- la velocidad y grado de polimerización.

LUZ ULTRAVIOLETA

Se considera que la radiación electromagnética ultravioleta está formada por longitudes de onda de 200 a 400 nm, y varios autores han estudiado su uso en la odontología. Está comprobado que la radiación ultravioleta de longitud de onda por debajo de 320 nm, puede lesionar los tejidos, pero la desnaturalización de las proteínas y el grado del daño, dependen de la intensidad y la exposición (duración). El efecto de exposiciones breves pero repetidas, suele ser igual al de una sola exposición prolongada. Cabe señalar la formación de productos pigmentados en el humor acuoso y cristalino de los ojos de conejos que fueron sometidos al uso ultravioleta de 365 nm.

El peligro que encierra el uso de la radiación ultravioleta en odontología, es la posibilidad de provocar lesiones agudas en el paciente o personal del consultorio, y también el efecto a largo plazo sobre los virus y células en la boca. Los niveles de los umbrales de radiación ultravioleta para provocar fotoqueratosis o eritema cutáneo, son bastante más altos que las dosis de radiación utilizadas durante los

periodos cortos a 365 nm. Para polimerizar las resinas compuestas. Así mismo, la energía que se necesita para provocar alteraciones celulares, es mucho más grande que la utilizada en el curado de las resinas compuestas.

Por lo tanto, es posible que ocurran efectos adversos de los rayos ultravioletas, pero únicamente a dosis más altas que las necesarias para polimerizar los compuestos. Además, el uso correcto de las lámparas de luz ultravioleta, evitará los riesgos importantes para el paciente o el personal del consultorio.

CARACTERISTICAS DE LAS LAMPARAS DENTALES DE LUZ ULTRAVIOLETA.

Las fuentes de rayos ultravioletas pueden ser una lámpara de vapores de mercurio de presión mediana como la “Nuva-Lite” de 50 vatios o una lámpara de carga mercurial de presión alta como la “Quartzilite” de 100 vatios. La luz es dirigida sobre el compuesto por medio de una varilla de cuarzo, un tubo que contiene líquido o un haz de fibras de cuarzo doblado cerca de su punta. La varilla, el tubo o el haz de fibras, están protegidos de tal suerte que solo la punta emite luz.

La distribución de la luz ultravioleta sobre el área iluminada, tenía forma de cinta de herradura en la mitad anterior del área. Cuando la punta estaba a una distancia de 1 mm de la superficie, la intensidad era de 45 a 75 mw por cm² en la región de la herradura, disminuyendo hasta 0 a 15 por cm² en la parte posterior y cerca de la periferia. Esta asimetría de la radiación era marcada cuando se mantenía entre 5 y 10 mm arriba de la superficie, que cuando se mantenía entre 5 a 10 mm de la superficie.

Este estudio recalca la necesidad de vigilar el rendimiento de las lámparas de luz ultravioleta y de cambiar los bulbos cuando disminuye el rendimiento. También señala la necesidad de mantener limpias las puntas y sin restos del compuesto, así como la validez de la recomendación de recorrer lentamente con la punta, la superficie del compuesto para corregir la distribución y regular de la radiación sobre la región iluminada.

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta la importancia que tienen los materiales dentales, se ha elaborado esta tesis con material esquemático y explicaciones sencillas, que facilitan la comprensión de la importancia que tienen los materiales dentales en el campo odontológico.

Esta tesis está dirigida tanto al estudiante de odontología como al cirujano dentista de práctica general, con el objeto de presentarles una recopilación de los materiales dentales para lograr una buena aplicación con el menor riesgo posible.

Esta obra divide su contenido en 5 capítulos, que facilita su comprensión; esto es con la finalidad de dar a conocer a los estudiantes y a los profesionistas de la salud bucal, un mejor panorama sobre el manejo de los materiales.

Cabe a ser mención que a pesar del avance tecnológico y científico de los materiales dentales en la actualidad, los materiales antes mencionados como, amalgama, oro, resinas convencionales, es la base fundamental, para la rehabilitación de la cavidad oral.

SUGERENCIAS Y RECOMENDACIONES

Al dar por concluido éste trabajo, no se ha querido de ninguna manera dar por terminada la investigación y aplicación de los materiales dentales, como se dijo al principio, esto requiere de estudios especiales para adquirir los conocimientos necesarios, tanto teóricos como clínicos, lo que redundará mayor confianza y seguridad en nosotros mismos, y por lo tanto, una mejor aplicación de dichos materiales.

Para finalizar, está claro que los materiales de obturación permanentes aplicados correctamente, nos ayudan a resolver cualquier problema dental.

Una vez que el odontólogo elige el material que ha de utilizar, debe seleccionar el material adecuado por el fabricante cuya intención es ofrecer al profesional, materiales de alta calidad.

Esto conlleva a que la competencia en nuestra profesión deba estar en condiciones para ofertar mejor calidad en los servicios, hacia los pacientes.

ANEXOS

Amalgama (presentaciones)



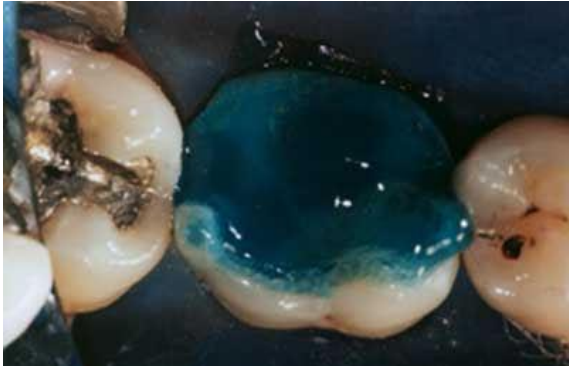
ORO PARA COLADOS



CORONAS ACERO CROMO



RESINAS ESTETICA



BIBLIOGRAFIA

- 1.- M.H. Reisbick; Materiales Dentales en Odontología Clínica; Edit. El manual moderno, S.A.; 3ª. Edición; México, D.F. 1985. PAGES. 1,2,12,13,20-22.
- 2.- S.U.A.; Materiales Dentales; Edit. U.N.A.M.; 1 Edición; México, D.F. 1981. Pags. 107-109, 157-162, 165,168-184,209, 210-214.
- 3.- Raph W. Phillips; La ciencia de los materiales dentales; Edit. Interamericana; 2ª Edición, México D.F. 1981; pags 278, 286,287,301,329,330,548-550.
- 4.- L. Baum-R.W. Phillips; Tratado de operatoria dental; Edit. Interamericana; 3ª Edición; México, D.F. 1984; Pags. 288-292
- 5.- H. William Gilmore-Melvin R. Luna; Odontología operatoria; Edit. Interamericana; 4ª Edición. México D.F. 1984; Pags. 332, 334, 335, 341-345.
- 6.- R.G.Ocraig-W.J.Obrien; Materiales dentales; Edit. Interamericana; 2ª Edición; México D.F. Pags. 259-269
- 7.- Thomas K. Barber-Larry S. Luke; Odontología pediátrica; Edit. El manual modern S.A.; 3a Edición; México, D.F. 1984. Pags. 169-170
- 8.- George E. Myers; Protesis de coronas y puentes; Edit. Labor, S.A.; 1984; Pags. 208-210.
- 9.- Dr. Harold R. Horn; Cinicas odontológicas de norteamerica; Edit. Interamericana; 1981; Pags. 191-193, 205-208.
- 10.- Dr. Harold R. Horn; Resinas estéticas (tomo II); Edit. Interamericana; 1982; Pags. 195-197.