



ACAPUN
INSTITUTE

INBDE



Materiales Dentales

-ACAPUN INSTITUTE-

CONTENIDO

Introducción al estudio de los materiales dentales (página 4)

- ¿Qué son los materiales dentales?
- Aplicaciones de los materiales dentales
- Biomateriales
- biocompatibilidad
- Biomecánica

Materiales de protección para el complejo dentino -pulpar (página 7)

- Barnices para cavidades
- Hidróxido de calcio
- Óxido de zinc/eugenol

Cementos de ionómero de vidrio (página 9)

- Componentes principales de un CIV
- Tiempo de fraguado
- Adhesión
- Liberación de fluoruro

Cemento de fosfato de zinc (página 14)

Amalgama dental (página 16)

- Composición
- Partículas tipo virutas
- Partículas esféricas
- Tiempo de fraguado
- Propiedades de las amalgamas dentales
- Variables bajo control del fabricante
- Variables de operador
- Limitaciones de las amalgamas dentales
- Toxicidad por mercurio

Sistemas adhesivos (página 22)

- Componentes de Sistemas Adhesivos
- Sistemas de tres pasos
- Sistema de dos pasos
- De una única etapa
- Selección de un agente adhesivo de dentina

Resinas compuestas (página 26)

- Clasificación de las resinas compuestas
- Compuestos dentales para uso en laboratorio
- Consideraciones clínicas para el uso de restauraciones de composite
- Compuestos reforzados con fibra

Yesos dentales (página 33)

Materiales de impresión (pág. 34)

- Godiva
- Pasta zinquenolica

Hidrocoloide irreversible (página 37)

Elastómeros (página 39)

- Polisulfuro
- Polieteres
- Siliconas
- Siliconas de condensación
- Siliconas de adición

Resinas acrílicas (página 42)

Materiales de revestimiento y colados (página 43)

- Aleaciones con alto contenido de oro
- Elementos Constitutivos de las Ligas Dentales Doradas
- Aleaciones de Medio y Bajo Contenido en Oro
- Aleaciones de metales comunes
- Aleaciones de titanio

Abrasión y pulido (página 48)

- Abrasivos aglomerados
- Abrasivos no aglomerados
- Tipos de abrasivos
- Procedimientos de acabado y pulido.
- Tecnología de abrasión por chorro
- Abrasividad de los dentífricos
- Pastas abrasivas

Acabado y pulido (página 54)

Referencias (pág. 57)

INTRODUCCIÓN AL ESTUDIO DE MATERIALES DENTALES

¿Qué son los materiales dentales?

Históricamente, se ha utilizado una amplia variedad de materiales como sustitutos de coronas y raíces, incluidos dientes de animales, huesos, dientes humanos, marfil, conchas, cerámica y metales. Los materiales de restauración para reemplazar solo las partes faltantes de la estructura dental se han desarrollado más lentamente durante los últimos siglos.

Los materiales dentales pueden pertenecer a una de las siguientes clases:

- Metales
- Cerámicas
- Polímeros
- Composites

APLICACIONES DE LOS MATERIALES DENTALES

Polímeros, cementos y composites: En general, se utilizan como materiales de restauración y como materiales de prevención. Algunos de estos productos pueden liberar agentes diagnósticos o terapéuticos de manera controlada para ayudar en tratamientos preventivos en poblaciones con alto riesgo de caries dental.

Metales puros: rara vez se utilizan en aplicaciones dentales, aunque comercialmente el titanio puro se puede utilizar en la fabricación de implantes, inlays , onlays , coronas y prótesis.

Metales y aleaciones: también se pueden utilizar en la construcción de dispositivos de ortodoncia, estructuras y clips para prótesis dentales parciales removibles y en materiales accesorios como tiras de matriz, instrumentos rotatorios laminados a limas y condensadores para endodoncia.

Cerámica: se puede utilizar en la fabricación de inlays , onlays , coronas y prótesis parciales fijas. Sin embargo, debido a que requieren una alta resistencia a la fractura y una buena estética, estas prótesis a menudo se componen de dos o más capas, que incluyen una estructura de cerámica de alta tenacidad y una o dos capas de cerámica de recubrimiento menos tenaz pero más translúcida.



Biomateriales: cuando un material se coloca o se pone en contacto con el cuerpo humano, generalmente se denomina biomaterial.

Principales áreas de uso de los biomateriales

- Materiales dentales de restauración, por ejemplo, materiales de restauración metálicos y resinosos, y aleaciones y cerámica colada para prótesis intraorales fijas y removibles
- Implantes estructurales, por ejemplo, implantes orales y maxilofaciales y prótesis articulares
- Implantes cardiovasculares, por ejemplo, catéteres, prótesis de válvulas cardíacas y vasos sanguíneos, y membranas de diálisis y oxigenación

Biocompatibilidad: cuando un biomaterial se pone en contacto con los tejidos y fluidos del cuerpo humano, invariablemente existe alguna forma de interacción entre el material y el entorno biológico. Esta interacción se llama biocompatibilidad.

Posibles interacciones entre los materiales dentales de restauración y el medio ambiente

- Sensibilidad postoperatoria
- Toxicidad
- Corrosión
- Hipersensibilidad/alergia

Biomecánica: Cuando se aplica la mecánica a los biomateriales, se denomina biomecánica; es la aplicación de principios de ingeniería al cuerpo humano. Aclara cómo los materiales utilizados pueden resistir las fuerzas generadas por la masticación y la oclusión, o una variedad de otras fuentes, como la contracción de polimerización o la contracción y expansión térmica. El entorno

también puede influir en el rendimiento a largo plazo del material, ya sea, por así decirlo, susceptible a la corrosión o a la absorción de fluidos orales.

Tensión: fuerza por unidad de área de una sección transversal que actúa sobre el material.

Deformación: alteración fraccionaria de las dimensiones producidas por la fuerza.

Ductilidad: cantidad de deformación plástica producida en la muestra en el momento de la fractura.

Resiliencia: cantidad de energía que un material puede absorber sin sufrir ninguna deformación permanente.

Reología: estudio de las características de deformación y flujo de la materia (ver también viscosidad).

BARNICES CAVITARIOS

Presentación y Composición: Los barnices cavitarios consisten en un líquido transparente o amarillento que contiene resinas naturales, como copal, colofonia y sandarac , o resinas sintéticas de sandarac , como el poliestireno. Las resinas se disuelven en un solvente, como alcohol, éter o acetona, y se aplican al piso de la cavidad con un cepillo o una bola de algodón. El solvente se evapora, dejando una fina capa de resina. Este proceso puede tener que repetirse hasta tres veces para asegurar una capa uniforme de resina. Aplicaciones: Proporciona una barrera contra la penetración de productos químicos y actúa como una barrera temporal contra la pérdida de componentes de la superficie del material de restauración.

CEMENTOS DE HIDRÓXIDO DE CALCIO

Presentación: Este material se suministra en dos carpetas, una blanca y otra amarilla clara.



Composición: Una pasta consiste en una mezcla de hidróxido de calcio (50%), óxido de zinc (10%) y sulfonamida (40%). La otra pasta consiste en disalicilato de butilenglicol (40%) con cantidades variables de dióxido de titanio y sulfato de calcio.

Tiempo de fraguado: Se mezclan volúmenes iguales de las dos pastas durante unos 30 segundos; el cemento fragua en unos dos minutos.

Propiedades: estos materiales tienen una baja resistencia a la compresión, típicamente 20 MPa, pero es suficiente para soportar las presiones de condensación de la amalgama dental. El cemento recién mezclado es altamente alcalino, con un pH de 11-12. Se cree que esto es responsable de

una característica importante de los cementos de hidróxido de calcio: su capacidad para estimular la formación de dentina secundaria por parte de la pulpa dental.

Óxido de zinc y eugenol no modificado: se presenta como un polvo blanco compuesto básicamente por óxido de zinc, pero que contiene hasta un 10% de óxido de magnesio, que se mezcla con un líquido claro, compuesto por eugenol mezclado con aceite de oliva o semilla de algodón. Se añaden aceites para enmascarar el sabor del eugenol y modificar aumentar la viscosidad. Aplicaciones: La versión de fraguado rápido se utiliza principalmente en apósitos periodontales.



Óxido de Zinc y Eugenol Modificado: Se introdujeron versiones modificadas con el objetivo de superar algunas de las limitaciones del cemento ya descritas. El objetivo era aumentar la resistencia a la compresión y reducir la solubilidad. Aplicaciones: base o revestimiento de cavidades. El material también se puede utilizar como material de restauración temporal, ya que es menos soluble en la cavidad bucal que los cementos no modificados.

Cemento EBA: Es otro cemento de óxido de zinc y eugenol modificado, presentado como un polvo blanco y un líquido rosado. El polvo consiste en óxido de zinc (60%-75%), cuarzo fundido o alúmina (20%-35%) y colofonia hidrogenada (6%). El líquido es 37% eugenol y 63% ácido etoxibenzoico (EBA). EBA estimula la formación de una estructura cristalina, lo que le da mayor resistencia al material después del final del fraguado.

Aplicaciones: como material de revestimiento o para restauración temporal.

CEMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRIO (CIV)

Materiales de restauración que consisten en un polvo y un líquido que, cuando se mezclan, producen una masa plástica que posteriormente fragua para formar un sólido rígido.

Usos: Los cementos de ionómero de vidrio se han utilizado principalmente para la restauración de lesiones por abrasión/erosión y como agentes de cementación para coronas y puentes protésicos. Su aplicación clínica ahora se ha ampliado para incluir la restauración de lesiones proximales, restauraciones oclusales en la dentición temporal, bases y revestimientos de cavidades y material de núcleo, mediante la introducción de una variedad de nuevas formulaciones.

Cementos de ionómero de vidrio modificado con resina (CIVMRs), aunque a veces se los denomina híbridos de ionómero de vidrio-resina: Una innovación reciente fue la modificación del cemento de ionómero de vidrio mediante la incorporación de resina, lo que permitió que el material fraguase mediante la activación por la luz.

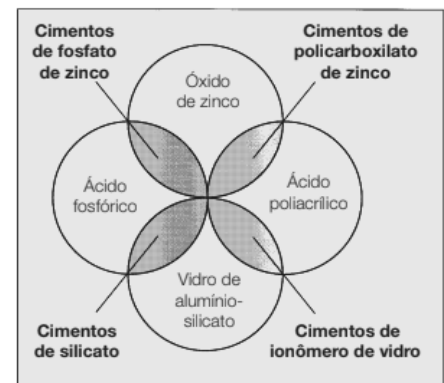


Figura 2.3.1 Esquema dos vários cimentos odontológicos à base de pó de óxido de zinco e de vidro de alumínio-silicato e dos líquidos consistindo em ácido fosfórico e ácido poliacrílico.

Componentes principales de un CIV

- Los vidrios para cementos de ionómero de vidrio contienen tres componentes principales: sílice (SiO_2) y alúmina (Al_2O_3) mezclados en un fundente de fluoruro de calcio (CaF_2). El tamaño de partícula del polvo depende de la aplicación prevista. Para los materiales de restauración, el tamaño máximo de partícula es de $50 \mu\text{m}$, mientras que para los materiales de cementación y revestimiento se reduce a menos de $20 \mu\text{m}$. La tasa de liberación de iones del vidrio (que es un factor importante para determinar las características de fraguado, solubilidad y liberación de flúor) depende del tipo de vidrio empleado.
- **Los poliácidos** más utilizados en las formulaciones disponibles son los copolímeros de ácido acrílico e itacónico o ácido acrílico y ionómero de vidrio maleico, que no dependen tanto de este factor. La fuerza y la resistencia al ataque del agua aumentan uniformemente con la concentración de poliácidos, por lo que el factor limitante es la consistencia de la pasta de cemento. La viscosidad del líquido depende tanto de la concentración del poliácido como del peso molecular, que puede variar de 10.000 a 30.000, según la formulación elegida.

- **El ácido tartárico** es un componente importante del CIV, ya que tiene una influencia importante en los tiempos de trabajo y fraguado. reacciona rápidamente con los iones de calcio que se liberan del vidrio, formando tartrato de calcio, que tiene el efecto de prolongar el tiempo de trabajo. A esto le sigue una mejora en la tasa de formación de reticulaciones de poliacrilato de aluminio, lo que acelera el tiempo de fraguado.

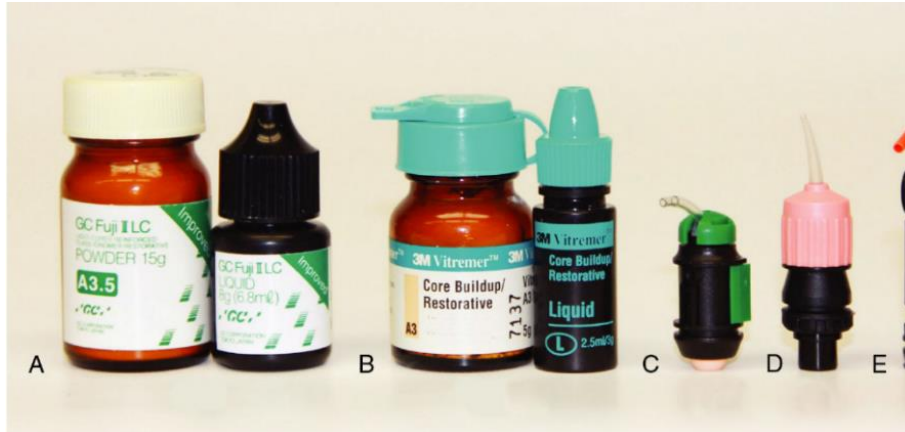


FIGURA 14-20 Ejemplos representativos de CIVs modificados por resina. A e B, sistemas de dois frascos pó e líquido. C, Photac Fil Quick Aplicap. D, GC Fuji Plus Capsule. E, Ketac Nano: um sistema pasta-pó que usa mistura estática.

Polvo-Líquido: Muchos cementos de ionómero de vidrio consisten en un polvo de vidrio al que se le agrega un líquido adecuado. El polvo es como se describe, y el líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico o polimaleico y ácido tartárico.

Cementos anhidros: muchos cementos de ionómero de vidrio son del tipo endurecido con agua y el cemento se forma agregando la cantidad correcta de agua destilada. El polvo de vidrio se mezcla con poliácido liofilizado y polvo de ácido tartárico.

Cápsulas: Obtener la proporción correcta de polvo/líquido aún puede ser un problema, y se requiere un proceso de mezcla vigoroso para garantizar que todo el polvo se incorpore al líquido. Una forma de superar esto es el uso de cápsulas predosificadas .

Tiempo de fraguado: El tiempo de fraguado de los cementos de ionómero de vidrio se obtiene mediante una reacción ácido-base. Los iones de calcio se liberan más rápido que los iones de aluminio. Esto se debe a que los iones de calcio se unen de forma suelta en la estructura del vidrio, mientras que los iones de aluminio forman parte del tejido del vidrio, que es más difícil de romper. Son los iones de calcio y aluminio los que finalmente pueden formar la matriz de sal. Los iones de sodio y flúor no participan en el tiempo de fraguado, pero se combinan para liberarse como fluoruro de sodio.

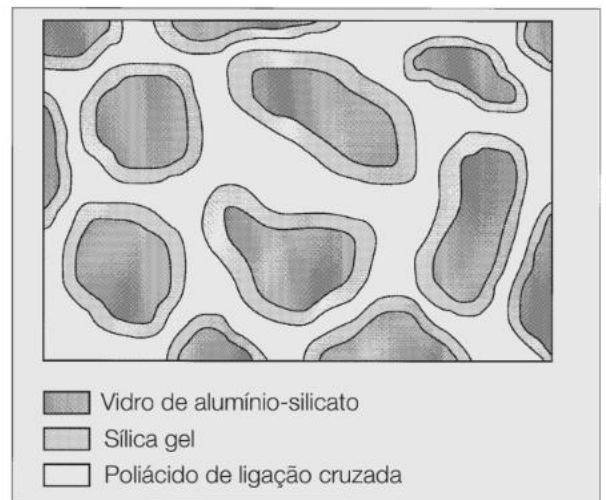


Figura 2.3.9 A estrutura de um cimento de ionômero de vidro.

- **Disolución:** cuando se mezcla una solución comercial o agua con el polvo, el ácido se filtra en la solución y reacciona con la capa más externa del vidrio. Esta capa pierde iones de aluminio, calcio, sodio y flúor, por lo que solo queda gel de sílice.
- **Gelificación:** El fraguado inicial se debe a la rápida acción de los iones de calcio que, siendo bivalentes e inicialmente más abundantes, reaccionan más rápidamente con los grupos carboxílicos del ácido que los iones trivalentes.

La cantidad de iones de aluminio tarda aproximadamente 30 minutos en volverse significativa, aunque son los iones de aluminio los que proporcionan la máxima resistencia al cemento, ya que son los responsables de introducir los entrecruzamientos. A diferencia de los iones de calcio, la naturaleza trivalente de los iones de aluminio asegura que se produzca un alto grado de reticulación de las moléculas de polímero.

Estructura final: consiste en partículas de vidrio recubiertas de gel de sílice en una matriz de ácido poliacrílico reticulado .

Tiempo de presa: Aunque el material parece duro después del tiempo de fraguado requerido (generalmente de 3 a 6 minutos, dependiendo de si es un material restaurador o un agente de cementación), no se logran sus propiedades físicas y mecánicas finales y la reacción continúa hasta por un mes.

Adhesión: uno de los aspectos más atractivos del cemento de ionómero de vidrio es que es un material restaurador de inserción de una sola pieza (no se requiere inserción incremental) que puede adherirse directamente a la dentina y el esmalte. La unión a la dentina puede ser un enlace de hidrógeno al colágeno combinado con un enlace iónico a la apatita en la estructura de la dentina .

Fuerza de adhesión: no particularmente fuerte (2-7MPa), pero la experiencia clínica indicaría que es duradero cuando el material se usa para la restauración de lesiones por erosión. Por lo tanto, la principal limitación de la fuerza de unión del cemento de ionómero de vidrio parece ser su baja resistencia a la tracción. Para obtener una buena adhesión a la dentina, primero se debe tratar la superficie con un acondicionador. El mejor acondicionador parece ser el ácido poliacrílico, aunque también se ha demostrado que el ácido tánico es efectivo.

Estética: En los cementos de ionómero de vidrio el color lo produce el vidrio. Se puede controlar agregando pigmentos como óxido férrico o negro de humo.

Solubilidad: debido a su alta solubilidad, los silicatos dentales tenían fama de filtrar material en la boca. Hasta cierto punto, esto puede atribuirse a una preparación y manipulación incorrectas, pero es una característica inherente a todos los cementos dentales.

Clasificación de las principales categorías de pérdida de material de un cemento de ionómero de vidrio:

- **Disolución del cemento inmaduro:** la disolución del cemento inmaduro se produce antes de que el material haya fraguado por completo, lo que puede tardar hasta 24 horas. La protección temporal mediante una capa de nitrocelulosa, metacrilato de metilo o resina de amida actuando como barniz sería suficiente para minimizar este efecto.
- **Erosión a largo plazo:** la pérdida de material a largo plazo puede surgir del ataque con ácido o de la abrasión mecánica. Esto es muy sorprendente, ya que la principal aplicación de los cementos de ionómero de vidrio es la restauración de lesiones producidas por el efecto combinado del ácido y la abrasión.
- **Abrasión:** Los cementos de ionómero de vidrio se utilizan mucho en aplicaciones en las que estarán sujetos a abrasión mecánica, como el cepillado. Su resistencia a la abrasión es pobre, lo que limita su aplicación a condiciones de bajo estrés y ciertamente impide su uso como material de restauración permanente para los dientes posteriores.

Liberación de flúor: El hecho de que los cementos dentales se disuelvan en el medio bucal se considera un efecto adverso, ya que conduce a la degradación del material. Sin embargo, también se libera flúor y se cree que esto aumenta significativamente la resistencia a la formación de caries del esmalte adyacente a la restauración.

Aplicaciones clínicas de los cementos de ionómero de vidrio

- Materiales restauradores del color de los dientes
- Lesiones por abrasión y erosión
- Lesiones de clase III que involucran dentina expuesta radicular
- Lesiones oclusales en la dentición decidua
- Restauraciones temporales anteriores y posteriores
- Reparación de margen coronario
- Bases y materiales para el revestimiento de cavidades.
- Cemento base bajo composites, amalgamas y cerámicas
- Ajuste de retenciones
- Cementación de coronas y puentes

CEMENTO DE FOSFATO DE ZINCO

Composición: El cemento de fosfato de zinc consiste en un polvo y un líquido que se mezclan justo antes de su uso. El polvo contiene más del 75 % de óxido de zinc y hasta un 13 % de óxido de magnesio; estos polvos se sinterizan por encima de los 100 °C, luego se muelen hasta obtener un polvo fino y se mezclan con componentes radiopacos. El líquido contiene ácido fosfórico (38% a 59%), fosfato de aluminio (2% a 3%) y en algunos casos fosfato de zinc (hasta 10%). El líquido controla el pH y la velocidad de reacción ácido-base con el polvo. Además, cuanto más pequeño es el tamaño de partícula, más rápido fragua el cemento.

Química: Cuando se mezclan, el ácido fosfórico disuelve el óxido de zinc, que luego reacciona con el fosfato de aluminio para formar un gel de fosfato de aluminio y zinc alrededor de las partículas de óxido de zinc que permanecen sin disolver. El cemento endurecido contiene óxido de zinc sin reaccionar encapsulado en una matriz amorfa de fosfato de aluminio y zinc. La pérdida de agua del líquido aumenta el tiempo de fraguado, mientras que la incorporación de agua adicional durante la mezcla acelera el fraguado.

Control de tiempo de trabajo

1. La relación P/L se puede reducir para producir una mezcla más delgada. Sin embargo, este cambio resultará en un pH inicial más bajo en el cemento, lo que afecta negativamente las propiedades mecánicas.
2. Las porciones más pequeñas de polvo deben fusionarse en los primeros incrementos. Pequeños incrementos iniciales de polvo se disuelven en el líquido y esto ralentiza la velocidad de reacción de los incrementos posteriores.
3. El operador puede extender el tiempo de mezcla del último incremento de polvo. La espatulación destruye efectivamente la matriz en formación, lo que significa que se necesita más tiempo para que se reconstruya. Este método no es muy recomendable para extender el tiempo de trabajo.
4. Una temperatura de mezcla más baja ralentiza la reacción química entre el polvo y el líquido, por lo que retrasa la formación de la matriz. Sin embargo, la temperatura de la placa debe estar por

encima del punto de rocío; de lo contrario, la condensación de agua del aire atmosférico diluye el líquido y reduce la resistencia a la compresión ya la tracción del cemento de fosfato de zinc. El uso de placa enfriada es el mejor método para extender el tiempo de trabajo del cemento de fosfato de

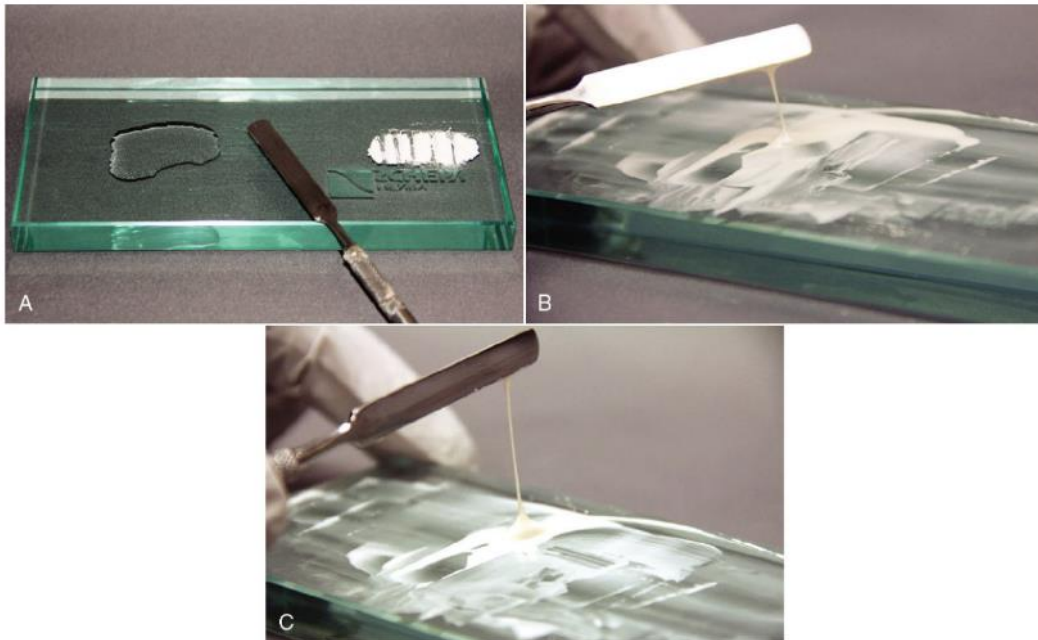


FIGURA 14-7 Manipulação do cimento de fosfato de zinco. A, pó e líquido dispensados na placa de vidro; o pó é dividido em 6 incrementos: 1/16, 1/16, 1/8, 1/4, 1/4 e 1/4. B, consistência apropriada para cimentação. A mistura forma um fio de aproximadamente 12-19 mm antes de quebrar. C, a mistura forma um fio que não quebra com mais de 19 mm de altura; isso indica que o cimento ficou muito espesso para ser usado para cimentação.

zinc.

Retención: El fosfato de zinc no tiene adhesión química a las estructuras dentarias ni a la pieza protésica; su adhesión es simplemente mecánica. Un material de revestimiento aplicado a la superficie del diente para la protección de la pulpa antes de la aplicación del cemento de fosfato de zinc reduce la retención de piezas al crear una superficie lisa, como una menor imbricación mecánica .

Propiedades mecánicas y biológicas: Relativamente resistente y rígido en comparación con otros cementos. En general, los cementos de fosfato de zinc tienen una solubilidad en agua relativamente baja; sin embargo, la degradación in vivo ocurre en presencia de ácidos láctico, acético y cítrico.

AMALGAMA DENTAL

Composición: La amalgama se forma cuando el mercurio se mezcla con otro metal o metales. El mercurio es líquido a temperatura ambiente (sólido a $-39\text{ }^{\circ}\text{C}$) y reacciona rápidamente con metales como la plata, el estaño y el cobre para producir materiales sólidos. **La aleación** utilizada en las amalgamas dentales tradicionales consiste en una mezcla de plata, estaño, cobre, zinc y, a veces, mercurio.

Plata: es el componente principal, presente en combinación con el estaño en forma del compuesto intermetálico Ag_3Sn conocido como fase γ .

Cobre: está presente para aumentar la resistencia y dureza de la amalgama, y se produce un efecto más pronunciado cuando el contenido de cobre se incrementa más allá del 6%,

Zinc: está presente como resultado de la producción de aleación inicial y no juega un papel importante en el proceso de fusión.

Mercurio: A veces se agrega para proporcionar una reacción más rápida, que se llama pre - amalgama. debe ser muy puro, de lo contrario se formará una capa superficial de contaminantes que interfieren con el tiempo de fraguado. Por esta razón, el mercurio se destila tres veces. La pureza se puede verificar fácilmente mediante un examen visual. Si se observa una superficie opaca, a diferencia de una superficie altamente reflectante exiva , el mercurio está contaminado.

Fase γ y Ag_3Sn : es el constituyente principal, presente en combinación con el estaño en forma de compuesto intermetálico Ag_3Sn , Ag_3Sn es la tercera fase pura del sistema,

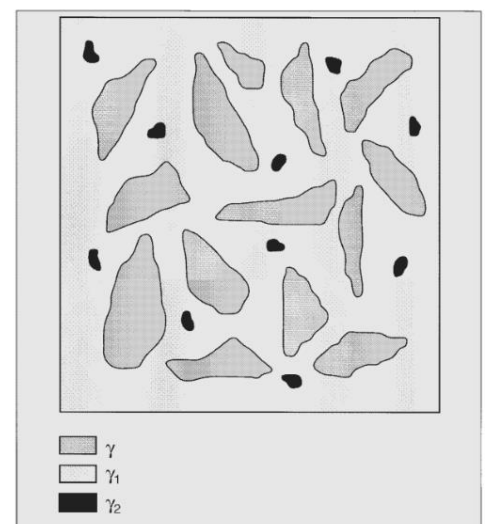


Figura 2.1.3 Representação esquemática da microestrutura de um amalgama de liga de partículas tipo limalha.

Partículas tipo virutas: se producen girando mecánicamente el lingote sólido de la aleación en la muela abrasiva. El salvado producido se tamiza y solo los granos que tienen un rango de tamaño específico se usan en el polvo para ser amalgamado con el mercurio. La aleación se presenta en forma de polvo de grano grueso, medio o fino.

Partículas esféricas: los diversos ingredientes de la aleación se funden y luego se vaporizan en una atmósfera inerte, donde las gotas se solidifican en pequeñas esferas de diferentes tamaños. Este método de fabricación tiene la ventaja de que no requiere ningún otro proceso mecánico y que la composición de la aleación se puede modificar fácilmente. Lo más importante para el fabricante es la alta probabilidad de generar partículas del tamaño correcto, lo que minimiza el costo de producción. Las partículas rechazadas por ser demasiado grandes o demasiado pequeñas simplemente se reciclan.

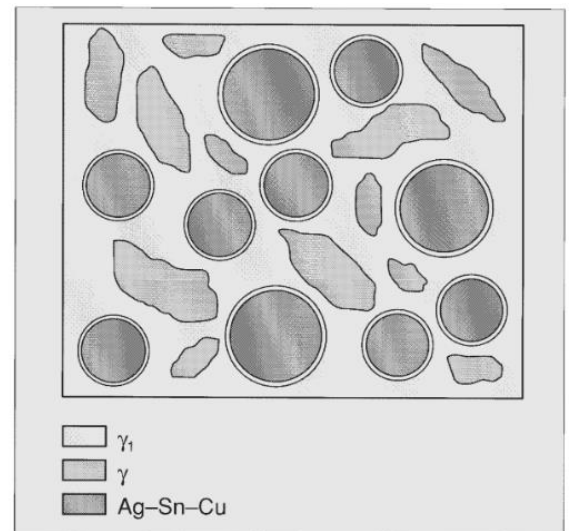


Figura 2.1.4 Representação esquemática da microestrutura de um amálgama de fase dispersa. O halo em volta das partículas esféricas é a fase Cu-Sn.

Tiempo de fraguado entre la aleación Ag-Sn y el mercurio: se inicia mezclando enérgicamente los dos ingredientes. Esta mezcla provoca la disolución de la capa exterior de partículas de aleación en el mercurio, formando dos nuevas fases sólidas a temperatura ambiente.

PROPIEDADES DE LAS AMALGAMAS DENTALES

Resistencia: Como puede imaginar, la resistencia final de la amalgama será proporcional a las propiedades de las fases individuales. La fase γ y la fase γ_1 tienen durezas similares, mientras que la fase γ_2 es considerablemente más suave. También se midió la resistencia a la tracción de la fase γ_2 , siendo solo una fracción de la fase γ original, teniendo la fase γ_1 una resistencia intermedia. Cuanto mayor sea la cantidad de mercurio, más débil será el material porque se producirán mayores cantidades de fases más débiles.

Flujo y fluencia: Fluencia es el flujo causado por cargas a largo plazo. Depende tanto del límite elástico convencional como de la temperatura ambiente, y solo se convierte en un problema grave cuando la temperatura ambiente es superior a la mitad de la temperatura de fusión del material.

Corrosión: Es bien sabido que las amalgamas se corroen en el medio bucal. De hecho, la corrosión a menudo se menciona como una ventaja, cuyos productos ayudan a lograr un buen sellado marginal. Sin embargo, la corrosión marginal causada por la formación de una celda de oxidación en la interfase puede provocar un rápido deterioro de las propiedades de la amalgama. El proceso de corrosión está asociado principalmente con la fase γ_2 .

VARIABLES BAJO CONTROL DEL FABRICANTE

Composición: Las diferencias más obvias en la composición se relacionan con el contenido de cobre de la aleación, y la primera pregunta que debe responderse es: ¿debo usar una aleación de amalgama tradicional o una enriquecida con cobre?

Tamaño y Formato de Partícula: Hay una tendencia a optar por aleaciones con partículas muy finas porque son fáciles de esculpir, promoviendo un muy buen acabado. Sin embargo, el pequeño tamaño de partícula del polvo significa que más mercurio reaccionará con la aleación, promoviendo un mayor contenido final de mercurio y, por lo tanto, mayores proporciones de γ_1 y γ_2 . Además, la resistencia a la compresión inicial de estas amalgamas es mucho menor que la de las amalgamas hechas con partículas más grandes.

Variables de operador

- Proporción de aleación y mercurio.
- Aplastante
- Condensación
- Tallado y pulido

Proporción

- **Cápsulas predosificadas.** Las ventajas son que el odontólogo no tiene que preocuparse por obtener la mejor proporción de aleación y mercurio (preestablecida por el fabricante) y que hay menos riesgo de derrame de mercurio durante las etapas de manipulación de la fabricación de amalgamas. Desafortunadamente, las cápsulas son más caras que comprar el polvo de aleación en una botella.

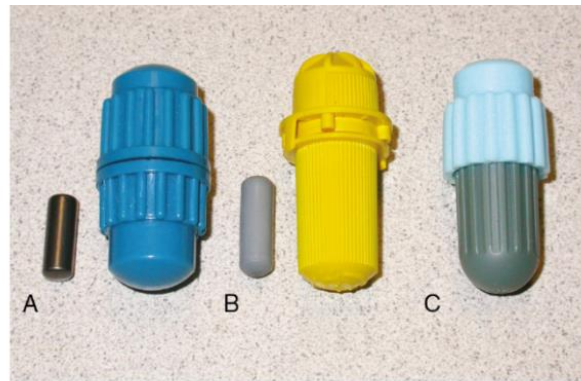


FIGURA 15-4 Tipos de cápsulas. A, cápsulas reutilizáveis com pistilo. B, cápsula pré-proporcionada com pistilo. C, cápsula pré-proporcionada sem pistilo.

- **Dosificador volumétrico:** esta es una propuesta más atractiva para algunos dentistas, pero limita la elección de aleaciones a aquellas con granos finos, ya que las aleaciones de grano medio y grueso tienden a producir mezclas erróneas.

Molienda: La molienda adecuada es esencial para asegurar la mezcla de plástico y la amalgama completa. El tiempo de molienda requerido depende tanto del tipo de aleación como del sistema de dosificación de la mezcla. Las aleaciones esféricas tienden a mezclarse más rápidamente y generalmente requieren un tiempo de molienda más corto. Esto se debe a que las partículas se humedecen más fácilmente que las limaduras.



FIGURA 15-5 Um triturador programável.

Los requisitos más importantes de la técnica de condensación son que se elimine la máxima cantidad de exceso de mercurio, que la restauración final no sea porosa y que se obtenga una adaptación marginal óptima para evitar la sensibilidad postoperatoria.

Tallar y Pulir: La capacidad de tallar una amalgama es proporcional al tamaño y la forma de las partículas de aleación. Generalmente, las aleaciones esféricas producen un mejor acabado superficial inicial que las aleaciones de partículas de viruta.

LIMITACIONES DE LAS AMALGAMAS DENTALES

Mala estética: debido a que son restauraciones metálicas, las amalgamas no son las opciones más atractivas visualmente, sin embargo, si se pulen con más frecuencia que la práctica actual, pueden parecer más presentables. el pulido final se pierde con el tiempo, debido al deslustre.

Toxicidad por mercurio: Principales fuentes de exposición al mercurio:

- Derrame accidental
- Mala higiene al manipular el mercurio
- Contacto directo con mercurio
- Amalgamadores
- Realización de nuevas restauraciones y eliminación de las antiguas.

El efecto nocivo potencial más grave proviene del vapor de mercurio, y la fuente más importante de este vapor es el derrame de mercurio durante un procedimiento quirúrgico. El uso de cápsulas de amalgama puede minimizar este riesgo.

Alta conductividad térmica: los problemas resultantes, como la sensibilidad de la pulpa debido al efecto hidrodinámico del fluido que bombea a través de la hendidura marginal dentro y fuera de los túbulos dentinarios , se evitan fácilmente mediante técnicas de preparación de cavidades adecuadas que implican el uso de barnices o revestimientos.

Efectos galvánicos: Cuando dos restauraciones metálicas con metales de diferente grado de electronegatividad se colocan una al lado de la otra en un medio conductor de electricidad (en este caso, el medio es la saliva), es posible que se establezca una celda galvánica. Las corrientes resultantes pueden causar molestias a los pacientes o dejar un fuerte sabor metálico en la boca, lo que puede acelerar la falla corrosiva en el metal más electronegativo.

Falta de Adhesión: La necesidad de usar diseños de cavidades retentivas con amalgamas dentales impone una severa limitación. A menudo, se elimina una gran cantidad de esmalte o dentina en

perfecto estado bajo el lema de "extensión preventiva". Este principio es cuestionable, ya que la amalgama nunca puede ser un sustituto de los tejidos dentales sanos.

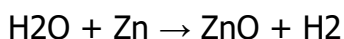
Falta de fuerza y tenacidad: las amalgamas dentales son materiales de restauración muy frágiles con baja resistencia a la tracción. La forma de lidiar con esto es usar el material como un bloque, reduciendo el grado de flexión de la restauración, lo que reducirá las tensiones de tracción. Por lo tanto, las preparaciones de la cavidad deben diseñarse de tal manera que se evite que se formen regiones muy delgadas de amalgama. Esto significa que las cajas deben ser profundas y los ángulos marginales deben estar cerca de los 90° siempre que sea posible. Una consecuencia de esto es que la amalgama no preserva inherentemente la estructura dental.

Reducción de la vida útil de los empastes de amalgama: cada año se colocan cientos de miles de empastes de amalgama y, en promedio, la mitad de estos son reemplazos de los empastes existentes. En promedio, el tiempo de supervivencia de los empastes de amalgama es inversamente proporcional a su tamaño.

Razones para reemplazar la amalgama

- Fractura de diente
- Caries recurrente
- Fractura del cuerpo de amalgama;
- Falla marginal

Expansión retardada: en el caso de las aleaciones que contienen zinc, el atrapamiento de saliva en el material durante la colocación puede dar lugar a un fenómeno conocido como expansión retardada. El agua reacciona con el zinc de la siguiente manera:



Se forman burbujas de gas hidrógeno dentro de la amalgama. La presión aumenta con el tiempo a medida que se produce y almacena más y más hidrógeno en las burbujas. Finalmente, la presión puede ser tan grande que las burbujas se expanden, haciendo que la restauración se expanda.

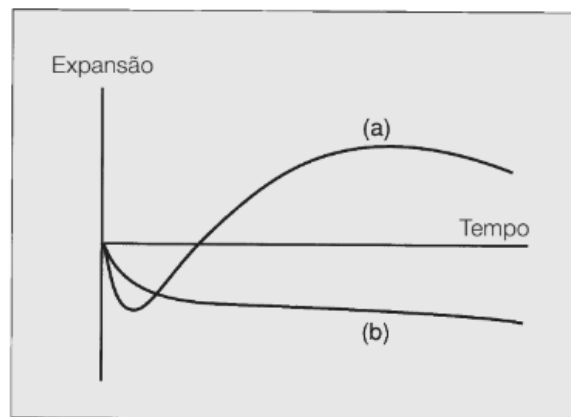


Figura 2.1.5 Alteração dimensional de um amálgamo misturado tradicionalmente de forma manual (a) e um amálgamo misturado mecánicamente (b).

SISTEMAS ADHESIVOS

COMPONENTES DE SISTEMAS ADHESIVOS

Primer dental (acondicionadores de dentina): consisten en una variedad de ácidos que alteran la apariencia superficial y las características de la dentina.

Función: La función del acondicionador de dentina es modificar la capa de lodo de dentina que se forma sobre la dentina por la acción de corte de la fresa durante la preparación de la cavidad o por la exposición a abrasivos como la pasta de dientes en lesiones cariosas de superficie lisa y lesiones por abrasión/erosión. . ácido maleico, EDTA, ácido oxálico, ácido fosfórico y ácido nítrico.

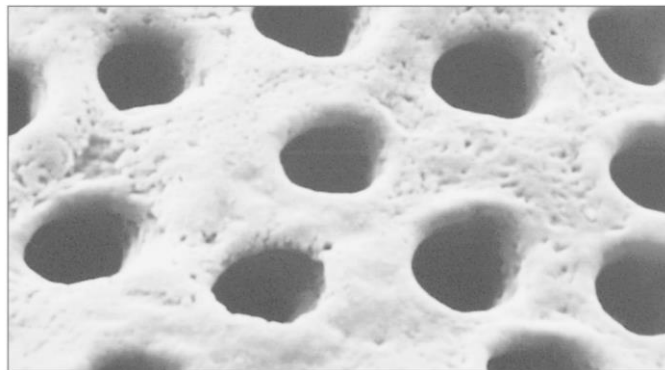


Figura 2.5.8 Micrografia eletrônica de varredura da superfície dentinária após aplicação do primer de ácido nítrico.

Agente de unión: son los componentes que realizan la unión, pero generalmente se describen en la literatura dental y por los fabricantes como imprimaciones. Proporciona un medio para adherir compómeros y composites hidrófobos a la dentina hidrófila. Así, las imprimaciones actúan como agente intermedio y consisten en monómeros bifuncionales disueltos en un disolvente adecuado.

- **Monómero bifuncional:** un agente de unión que es capaz de combinar dos materiales claramente diferentes.

Fórmula general para el agente de unión de los primers: grupo metacrilato – grupo espaciador – grupo reactivo (M – S – R)

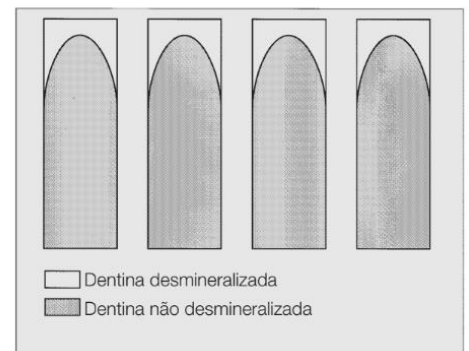


Figura 2.5.9 Vista da seção transversal da dentina após a aplicação de um primer ácido.

Grupo metacrilato (M): tiene la capacidad de unirse a la resina compuesta y proporcionar un fuerte enlace covalente. El grupo metacrilato debe poder proporcionar un medio satisfactorio para la polimerización con la resina compuesta.

Grupo espaciador (S): debe ser capaz de proporcionar la flexibilidad necesaria al aglutinante para mejorar el potencial de adhesión de los grupos reactivos. Si la molécula es excesivamente rígida (debido a la hidrancia estérica), la capacidad del grupo reactivo para encontrar un arreglo conformacional satisfactorio puede verse afectada, lo que lleva, en el mejor de los casos, a un arreglo deformado del enlace y, en el peor, a una disponibilidad limitada de unión. ubicaciones.

Grupos reactivos (R): son grupos polares colgantes o terminales. La polaridad del enlace es consecuencia de la distribución asimétrica de electrones en el enlace. Las reacciones polares se producen como resultado de las fuerzas de atracción entre las cargas positivas y negativas de las moléculas. Por lo tanto, los grupos polares colgantes y terminales del agente adhesivo pueden combinarse con moléculas polares similares en la dentina, como los grupos hidroxilo en la apatita y los grupos amino en el colágeno. La atracción puede ser puramente física, pero en algunos casos puede resultar en la formación de un enlace químico.

HEMA: es capaz de penetrar en la dentina desmineralizada y unirse al colágeno a través de los grupos hidroxilo y amino del colágeno. Por lo tanto, la acción del agente adhesivo en la solución de imprimación es crear una red entrelazada molecular de poli(HEMA) y colágeno.

Sellador: la función del sellador es fluir a través de los túbulos dentinarios y sellar la dentina produciendo una capa superficial, rica en metacrilatos, que favorecerá la unión con la resina del composite. Este componente a menudo se denomina resina o adhesivo.

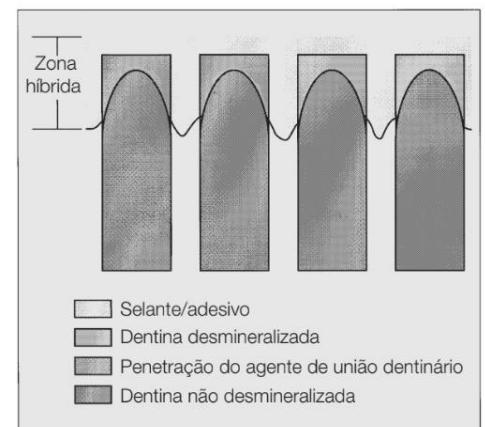


Figura 2.5.11 La camada híbrida criada pelo sistema adesivo dentinário.

SISTEMAS DE TRES PASOS

Acondicionador de dentina : suele ser una solución de ácido fosfórico al 35%.

Primer: puede tener que estar compuesto por un solo monómero difuncional fotoactivado en un solvente o puede requerir la mezcla de dos componentes para la activación química

Sellador dental: también puede tener un componente, compuesto por una resina activada químicamente o por la luz, generalmente con doble polimerización. Por lo tanto, el número de jeringas/viales puede ser de hasta cinco.

Desventajas: Además de involucrar muchos viales, lo que puede resultar confuso, también requiere muchos pasos para el procedimiento adhesivo, generalmente de 8 a 10.

Two-Step: Se han desarrollado nuevos sistemas de unión a dentina de dos pasos ; en algunos casos combinando primer y sellador (**adhesivos de un frasco**). Una limitación de los sistemas adhesivos de un frasco es que no se pueden usar en situaciones donde el acceso de luz de la lámpara de polimerización está comprometido, como en el caso de postes cementados con resina. o amalgamas adhesivas.

Frasco individual: Los sistemas adhesivos de una sola botella continúan utilizando el paso de grabado ácido separado antes de la infiltración de primer/adhesivo. En este caso, el objetivo es que el proceso de hibridación de la dentina desmineralizada y el sellado de los túbulos dentinarios ocurran simultáneamente. Para este fin, muchos sistemas adhesivos de un solo frasco requieren múltiples aplicaciones de primer/adhesivo.

Primers autograbantes: trabajan bajo la premisa de promover simultáneamente los procesos de desmineralización e infiltración, formando así la capa híbrida. Esto tiene la ventaja de evitar el ambiguo paso de secado de la dentina. El segundo paso, la aplicación de la(s) resina(s) sin relleno, asegurará el sellado de los túbulos dentinarios y la formación de una capa superficial rica en metacrilato.

Paso único: los fabricantes aún no han llegado a este punto de simplificación de poner todos los componentes en una solo frasco. Si bien esto puede parecer el siguiente paso lógico, la falta de compatibilidad entre los componentes lo impide. Lo más cerca que estuvieron de desarrollar un sistema adhesivo de dentina de un solo paso fue presentar el adhesivo en dos componentes que deben mezclarse antes de la aplicación a la superficie del esmalte y la dentina sin necesidad de ningún tratamiento previo del esmalte o la dentina .

Pasos del procedimiento adhesivo:

- Dosificación y/o mezcla de los dos componentes
- Aplicación sobre superficie de esmalte y dentina
- El secado
- Fotopolimerización

Los agentes adhesivos de dentina de un solo paso generalmente están indicados para usar solo con compómeros y en áreas de bajo estrés, debido a la fuerza de unión al esmalte en particular y, en menor medida, a la dentina.

SELECCIÓN DE UN AGENTE ADHESIVO DE DENTINA

Biocompatibilidad: una consideración importante es cómo puede reaccionar la pulpa al procedimiento adoptado (particularmente la aplicación de ácido a la dentina).

Resistencia y Durabilidad: la fractura de la unión adhesiva puede tener graves consecuencias ya que permite la reintroducción de bacterias y desechos en los márgenes de la cavidad .

Causas potenciales responsables del fracaso de la unión entre la restauración y la dentina

- Contracción de polimerización;
- Expansión y contracción térmica diferencial;
- Tensiones internas por carga oclusal;
- Ataque químico, como la hidrólisis.

Número de pasos adhesivos: Si la elección del sistema adhesivo de dentina se basa simplemente en la complejidad de su aplicación, entonces los sistemas de un solo paso son la opción preferida. Sin embargo, menos pasos no significan necesariamente un mejor resultado.

Rendimiento clínico: Para restauraciones pequeñas con márgenes de esmalte, los composites directos con sistemas adhesivos de dentina son aceptables, siempre que se adopten las técnicas adecuadas para minimizar los efectos de la contracción por polimerización. Para restauraciones más grandes que involucran áreas extensas de dentina expuesta, y especialmente donde la cavidad se extiende subgingivalmente , está contraindicado el uso de composites directos junto con sistemas adhesivos de dentina.

RESINA COMPUESTA

BARATIERI, LN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA. 1RA ED. SÃO PAULO: SANTOS, 2010.

Matriz orgánica: normalmente un dimetacrilato como BIS-GMA o UDMA, asociado a otros monómeros de menor peso molecular como TEGD-MA- necesarios para regular la viscosidad.

Relleno inorgánico: Está formado por partículas de vidrio, cuarzo y/o sílice, presentes en diferentes tamaños, formas y cantidades. Está directamente relacionado con las propiedades finales del material. La principal clasificación de los composites se basa en el tamaño de las partículas de relleno.

Agente de unión: las partículas de relleno no tienen adhesión directa a la matriz orgánica. Por este motivo, durante el proceso de fabricación de los composites, la superficie de las partículas se cubre con un agente aglomerante, como el silano.

Silano: una molécula bifuncional, capaz de unirse tanto al relleno inorgánico como a la matriz polimérica

Sistema acelerador-iniciador: componentes responsables de la reacción de polimerización.

Materiales de polimerización química: la reacción comienza mezclando dos pastas, una que contiene el acelerador (amina orgánica) y la otra el iniciador (peróxido orgánico).

Materiales fotopolimerizables : el acelerador y el iniciador están presentes en la misma pasta, sin embargo, la reacción solo comienza cuando el iniciador es estimulado por una luz de una longitud

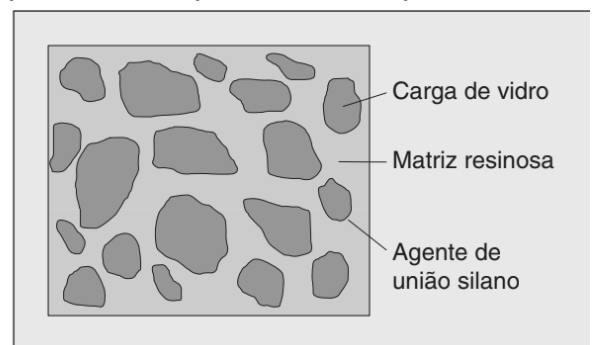


Figura 2.2.1 Estructura de um material restaurador em compósito.



de onda específica. Ej.: El fotoiniciador más utilizado es la canforquinona , que tiene su pico de absorción en el rango de la luz con una longitud de onda de 470 nm .

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Grado de viscosidad: Los composites se presentan en diferentes consistencias, según la finalidad a la que se destinan. La mayoría de los materiales están disponibles en una consistencia normal o convencional, que es estándar para la mayoría de los procedimientos de restauración.

Composites de baja viscosidad: La resina Flow , por ejemplo, tiene mayor fluidez y está indicada para zonas de difícil acceso, ya que están disponibles en jeringas dotadas de una punta fina, lo que facilita su aplicación.



Otras posibles indicaciones de la resina fluida

- Utilizado como capa intermedia entre el adhesivo y un composite convencional
- Sellado de fosas y fisuras
- Cementación de restauraciones indirectas translúcidas

La táctica empleada por los fabricantes para disminuir la viscosidad del material y la reducción de la cantidad de relleno, lo que, lamentablemente, perjudica las propiedades mecánicas del compuesto y aumenta la contracción de polimerización.

Compuestos de alta viscosidad: recomendados para la restauración de dientes posteriores porque tienen una gran cantidad de relleno (buenas propiedades físico-mecánicas) y se denominan composites mal condensables. Poseen mayor viscosidad, requiriendo mayor presión durante la inserción y adaptación a la cavidad, característica que teóricamente facilita la obtención de contactos proximales.

Tamaño de partículas de relleno: en un análisis simplista, la cantidad de relleno en una resina compuesta es el principal factor determinante de sus propiedades físico-mecánicas. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno inorgánica, mayor será la resistencia, mayor el módulo de elasticidad y menor la contracción de polimerización.

Compuestos de macropartículas (40 μm): presentan como principales inconvenientes la dificultad de obtener un buen pulido y, principalmente, la dificultad de mantener la tersura superficial en el tiempo, ya que la matriz orgánica es más frágil y se desgasta con mayor facilidad. El resultado es una superficie de aspecto opaco e irregular, además de muy propensa a la incorporación de pigmentos.

Compuestos de micropartículas (0,04 μm): lanzado a finales de los años 70 sigue presente en el mercado. Son extremadamente fáciles de pulir, manteniendo el brillo y la suavidad de la superficie durante más tiempo. Desafortunadamente, el proceso de fabricación no permite la incorporación directa de un gran volumen de relleno al material, por lo que se agregan grandes aglomerados, compuestos por una alta densidad de micropartículas. Esto permite generar composites con alta capacidad de pulido, excelentes características de manejo y buenas propiedades mecánicas, aunque aún insuficientes para justificar su indicación en situaciones que requieren mayor resistencia.

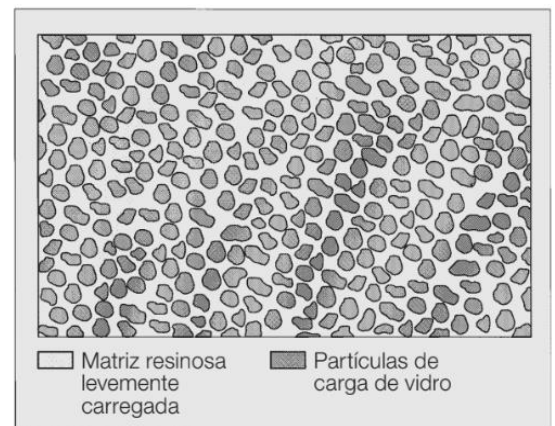


Figura 2.2.23 Um compósito de partículas pequenas.

Figura 2.2.22 Estrutura de um compósito híbrido, contendo partículas grandes de carga numa matriz resinosa contendo sílica coloidal.

Resinas compuestas híbridas (partículas de 0,2-6 μm asociadas a micropartículas de 0,04 μm): Esta asociación permite mejorar la incorporación de partículas de relleno a la matriz orgánica, dando como resultado un material que combina buenas propiedades físico-mecánicas y suavidad superficie aceptable.

Resinas microhíbridas (partículas entre 0,04 μm y 1 μm y tamaño medio próximo a 0,4 μm): materiales conocidos como composites de uso universal.

Composites de nanopartículas (entre 20 y 75 nanómetros): la principal ventaja de estos composites, especialmente frente a las resinas de micropartículas, es que el método de fabricación permite añadir un mayor volumen de relleno a la matriz, permitiendo combinar buenas propiedades físico-mecánicas, debido a de la alta cantidad de relleno, y un buen pulido, ya que las partículas son extremadamente pequeñas.

Propiedades ópticas: por regla general, las resinas compuestas utilizadas para reproducir la dentina están más saturadas que las resinas utilizadas para reproducir el esmalte. Los composites para dentina tienen menor translucidez, además de mayor saturación, como ya se mencionó, mientras que los composites para esmalte se caracterizan por permitir el paso de la luz, debido a su alta translucidez.

Polimerización : El proceso por el cual un composite en forma de pasta se convierte en un material duro es la polimerización de la matriz de resina monomérica.

Inhibición de oxígeno: Donde haya una interfase aire-resina, la resina no se polimerizará y será fácilmente discernible una superficie pegajosa. Este es un beneficio cuando se realizan procedimientos de colocación de incrementos, ya que garantiza que una capa de composite se adhiera bien a otra. Sin embargo, esto puede ser un problema cuando se coloca el último incremento.

Profundidad de polimerización limitada: esto es especialmente un problema con las cavidades proximales de los composites en los dientes posteriores. Todo puede parecer perfectamente satisfactorio en la superficie, pero es posible que la base de las cavidades compuestas no esté completamente curada, particularmente cuando se utilizan bandas de matriz metálica.

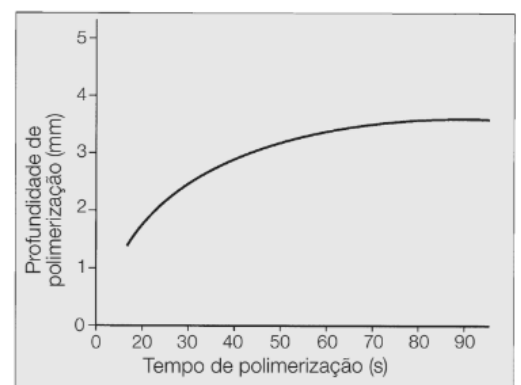


Figura 2.2.12 Profundidade de polimerização em função do tempo de polimerização.

Para los composites curados con luz UV, la profundidad máxima de curado es un poco más de 2,0 mm, mientras que para los composites ALV, es posible una profundidad de curado de 3-4 mm con una buena fuente de luz y una buena técnica.

Contracción de polimerización: La contracción de polimerización del composite depende del tipo de resina empleada y de la cantidad de resina presente en su forma no polimerizada. Los composites no tienen ningún mecanismo de defensa intrínseco contra el ataque cariogénico, a diferencia de los cementos de ionómero de vidrio (CIV) y las amalgamas. Así, cuando se forme una fisura, se producirá una microinfiltración, que puede conducir rápidamente a la recurrencia de la caries.

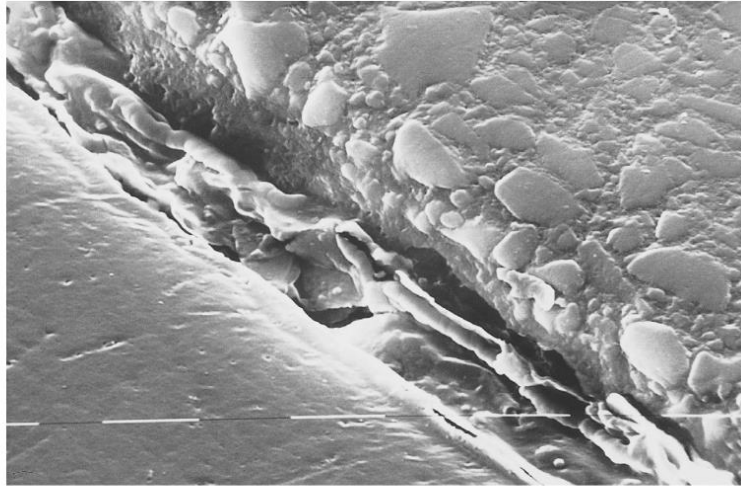


Figura 2.2.13 Imagem de microscopia eletrônica de varredura de uma fenda marginal formada devido à contração de polimerização do composto.

Biocompatibilidad: los compuestos de resina son estructuras complejas y varios componentes y productos de degradación se liberan de estos materiales. Estos incluyen resina sin curar, aditivos como: estabilizadores UV; plastificantes y; iniciadores. Sin embargo, esto no debe interpretarse como una indicación de que estos materiales presentan un riesgo inaceptable para la salud del paciente, ya que las cantidades liberadas son muy pequeñas.

Absorción de agua y solubilidad: La absorción de agua debe ser baja para los compuestos, ya que la absorción excesiva de agua tiene un efecto perjudicial sobre la estabilidad del color y la resistencia al desgaste. Si el material compuesto puede absorber agua, también puede absorber otros fluidos de la cavidad bucal, lo que da como resultado su decoloración. La absorción de agua ocurre principalmente como una absorción directa por parte de la resina. El relleno de vidrio no absorbe agua dentro de la masa del material, pero puede adsorber agua en su superficie. Por lo tanto, la cantidad de absorción de agua depende del contenido de resina del material compuesto y de la calidad de la unión entre la resina y el relleno.

Coefficiente de expansión térmica: El relleno de vidrio tiene un bajo coeficiente de expansión térmica, mientras que la resina tiene un alto coeficiente de expansión, por lo que cuanto mayor sea el contenido de relleno inorgánico, menor será el coeficiente de expansión térmica. Dado que las resinas en micropartículas tienen un alto contenido de resina, con resina presente tanto en la matriz como en las partículas de relleno prepolimerizadas, tienden a tener un alto coeficiente de expansión en comparación con los compuestos con relleno de vidrio.

Si se compara la resistencia a la compresión de varios composites y amalgamas con la del esmalte y la dentina, la indicación será que estos materiales no son adecuados. Es interesante notar que los composites para dientes anteriores pueden tener una resistencia a la compresión similar a la de los dientes posteriores, aunque las recomendaciones para su uso son algo diferentes.

Fuerza: Las resinas acrílicas originales eran materiales muy blandos, pero su fuerza y resistencia al desgaste se han mejorado mucho con la adición de partículas de relleno.

Desgaste: es un proceso por el cual los materiales son desplazados o removidos por las fuerzas de interfaz que se generan en dos superficies que entran en contacto. Los tipos de desgaste que se producen en la cavidad oral son los siguientes:

- Desgaste por abrasión
- Desgaste por fatiga
- Desgaste por corrosión

Compuestos dentales para uso en laboratorio

La realización clínica de múltiples restauraciones directas de composite presenta varios problemas. Una forma de superar estos problemas es utilizar restauraciones de composite indirectas, como: inlays, onlays y carillas.



Incrustaciones: las incrustaciones compuestas son hechas en el laboratorio protésico por el prostodoncista, según la impresión tomada por el dentista . Las incrustaciones de composite son ideales para aquellas situaciones en las que es necesario realizar múltiples restauraciones en dientes posteriores en un solo cuadrante o el reemplazo de cúspides no funcionales. En todos los demás aspectos, las indicaciones para las incrustaciones de composite son idénticas a las de las restauraciones directas de composite para los dientes posteriores. La ventaja de este tipo de restauración es que gran parte del trabajo para lograr buenos contornos anatómicos y contactos entre los dientes lo realiza un técnico en el laboratorio protésico.

Compuestos reforzados con fibra: los compuestos de resina con relleno de partículas no tienen suficiente resistencia y tenacidad para usarse en la construcción de coronas y puentes. Los compuestos reforzados con fibra (FRC) ofrecen un enorme potencial para la producción de materiales con alta resistencia y rigidez, pero con muy poco peso. Sin embargo, la experiencia clínica con estos materiales es muy limitada. Aplicaciones sugeridas:

- puentes
- coronas
- prótesis removibles

Consideraciones clínicas para el uso de restauraciones de composite

- Evite las restauraciones grandes
- Evite preparaciones subgingivales profundas
- Controla eficazmente la humedad.

Bruxismo/masticación habitual: las acciones de pulido excesivas asociadas con el bruxismo provocarán un desgaste muy rápido de cualquier restauración que esté en contacto oclusal o en contacto con algo como un tubo.

Reemplazo de cúspides u onlays de trabajo : como se señaló, los composites experimentan índices de desgaste mucho mayores cuando se someten a contacto oclusal con el diente antagonista. En los dientes anteriores no se ha demostrado que esto sea un problema importante, pero en los dientes posteriores, donde las cargas oclusales son generalmente mucho mayores, es más probable que ocurra un desgaste excesivo del composite.

YESO DENTAL

Concepto: Consiste en un polvo al que se le agrega agua para producir una pasta suave. El material de impresión generalmente consta de sulfato de calcio β -hemihidrato $(CaSO_4)_2 \cdot H_2O$, sulfato de potasio para reducir la hinchazón, bórax para reducir la velocidad de el tiempo de fraguado y almidón para ayudar en la desintegración de la impresión en la separación del yeso-piedra para el modelo.

Cuidados: se debe tener mucho cuidado para evitar que queden atrapadas burbujas de aire, ya que dan lugar a defectos en la superficie. El material tiene características de trabajo y fraguado bien controladas. Como el sulfato de potasio también actúa como acelerador del fraguado, se necesita bórax para compensar esta aceleración. El tiempo de trabajo es del orden de 2 a 3 minutos, así como el tiempo de fraguado.

Características: El material mezclado tiene una viscosidad muy baja y, por lo tanto, es mucostático. Es hidrofílico y, por lo tanto, se adapta fácilmente al tejido blando, registrando con precisión el detalle de su superficie. El material se utiliza mejor en una bandeja individual, hecha de acrílico o placa base, en un espesor de 1,0-1,5 mm. Alternativamente, se puede utilizar como capa fluida en una cubeta individual de godiva.



Estabilidad dimensional: el yeso de impresión es muy bueno, por lo que el retraso en el vertido del modelo no tiene consecuencias, aunque se deben evitar las temperaturas extremas. Se debe utilizar un medio aislante (generalmente una solución de alginato de sodio) entre el yeso del modelo y el yeso de impresión. El material es rígido después del fraguado y, por lo tanto, incapaz de registrar áreas socavadas, lo que limita su aplicación a pacientes desdentados.



FIGURA 8-1 Moldes de arcos dentados (*esquerda*) e edêntulos (*direita*) com os respectivos modelos de gesso.

MATERIALES DE IMPRESIÓN

Los materiales de impresión se utilizan para producir una réplica detallada de los dientes y tejidos de la cavidad oral. A partir de esta réplica, o impresión, se puede realizar un modelo que se utilizará en la fabricación de prótesis completas, prótesis parciales, coronas, puentes e incrustaciones .

Clasificación de los materiales de moldeo:

- Duro
- Yeso
- Godiva/pasta zinquenólica
- Elástico
- Hidrocoloide
- Agar (reversible)
- Alginato (irreversible)
- Elastómero
- Polisulfuro
- Poliéter
- Silicona (de condensación)
- Silicona (adicional)



Godiva para impresión: La godiva es un material termoplástico con una temperatura de transición vítrea de alrededor de 55-60 °C. Por encima de la temperatura de transición vítrea, se vuelve suave y adquiere una nueva forma. A medida que baja la temperatura en la boca, se endurece y se puede quitar, conservando la forma (impresión) de la cavidad oral. Por lo tanto, no hay reacción química involucrada en el uso de este material.

Composición: Consisten en una combinación de resinas y ceras, plastificantes y rellenos, cada uno con una función específica.

- **Resinas:** Goma laca, dammar, brea o sandáraca. Algunos productos recientes utilizan resinas sintéticas (p. ej., cumerinideno) para proporcionar un mayor control y consistencia de la composición.

- **Ceras:** son hidrocarburos de cadena lineal. Las ceras utilizadas en las godivas incluyen cera de abejas y colofonia.
- **Plastificantes:** la fragilidad se supera agregando plastificantes, como la gutapercha y el ácido esteárico ahora se usan más comúnmente.
- **Rellenos:** para superar la pegajosidad, controlar el flujo y minimizar la contracción debido a la contracción térmica, se agrega relleno al material. Los rellenos más utilizados son el carbonato de calcio y la piedra pómez. Los rellenos también mejoran la rigidez de este material de impresión.

Características: La godiva para impresión es mucocompresiva, ya que es el material de impresión más viscoso utilizado. Esto puede plantear problemas, especialmente en aquellos pacientes que tienen un reborde mandibular flojo. La godiva se vuelve rígida cuando se enfría y, por lo tanto, no se puede usar para dar forma a las áreas socavadas. Tiene una alta viscosidad, por lo que la reproducción de los detalles de la superficie no es muy buena. Sin embargo, la reproducción se puede mejorar recalentando la superficie del material de impresión después de la primera impresión y reposicionándolo en la boca del paciente.

Aplicación principal: registro de impresiones preliminares de arcadas edéntulas. Esto proporciona un modelo sobre el cual se puede construir una cubeta individual, que luego se utilizará con un material de impresión de baja viscosidad (como pasta zinquenólica) para registrar los detalles finos de la superficie (ver a continuación). El material se usa relativamente poco en estos días, ya que se prefieren otros materiales.

PASTA ZINQUENÓLICA

Composición y presentación: normalmente hay una pasta base, que consiste en óxido de zinc, aceite de oliva, aceite de linaza, acetato de zinc y una pequeña cantidad de agua, y una pasta catalizadora, que consiste en eugenol y rellenos como caolín y talco.



Reacción de fraguado: El óxido de zinc y el eugenol son los componentes reactivos que participan en la reacción de fraguado. El agua inicia la reacción de fraguado y el acetato de zinc está presente para acelerar el proceso de fraguado. Los aceites y los rellenos son sustancias inertes que permiten que el material se utilice en una formulación de pasta a pasta y ayuda a lograr las características de manejo adecuadas.

Propiedades: El líquido es muy fluido, es decir, mucostático, y al ser un sistema a base de agua, se adapta rápidamente a los tejidos blandos. Por lo tanto, proporciona una reproducción detallada de los tejidos blandos sin que se desplacen. Sin embargo, este material es rígido después de la reacción de fraguado y, por lo tanto, no es adecuado para registrar áreas socavadas. Esto limita su aplicación a bocas edéntulas, donde se utiliza con cubeta individual. Muestra poca contracción de la presa.

Recomendaciones: Aunque el material no es tóxico, el eugenol puede causar una sensación de ardor en la boca y dejar un regusto persistente que puede ser desagradable para el paciente. La pasta tiende a adherirse a la piel, por lo que la piel alrededor de los labios debe protegerse con vaselina.

HIDROCOLOIDE IRREVERSIBLE

Los alginatos se basan en ácido algínico, que se deriva de un alga marina.

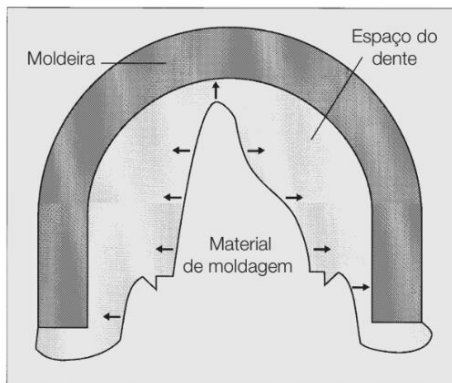


Figura 2.7.1 Contração do material de moldagem em direção à moldeira, resultando na produção de um modelo que é levemente maior que o preparo original.

Reacción de Fraguado: Cuando se mezcla con agua, ocurre una reacción química que conduce a la formación de enlaces cruzados entre las cadenas poliméricas, formando una estructura reticulada tridimensional. Como estas reacciones cruzadas no se pueden romper una vez formadas, este es un proceso irreversible, por lo que el material solo se puede usar una vez.

Tiempo de fraguado: se puede detectar por la pérdida de pegajosidad de la superficie. La impresión debe permanecer en su lugar durante dos o tres minutos después de perder la adherencia superficial.

Propiedades: La reproducción del detalle de la superficie obtenida con estos materiales no es tan buena como la que se logra con agar o elastómeros, por lo que no se recomiendan para trabajos de coronas y puentes. Sin embargo, estos materiales son muy populares para el trabajo de dentaduras completas y parciales. susceptible a sinéresis e imbibición, baja estabilidad dimensional. Es altamente viscoelástico. Los alginatos tienen una menor resistencia al desgarro que el agar.



Presentación: Es importante la proporción correcta de polvo y agua, y los fabricantes proporcionan una cuchara dosificadora adecuada. Estos materiales se suministran en forma de polvo libre de polvo para superar cualquier posible irritación debido a las pequeñas partículas de polvo que ingresan a la atmósfera y se inhalan.

Recomendaciones: El polvo debe mezclarse completamente antes de su uso para eliminar la segregación de componentes que puede ocurrir durante el almacenamiento y para incorporar la capa superficial, que a menudo está contaminada con la humedad de la atmósfera. El envase debe cerrarse inmediatamente después de su uso. El modelo debe ser moldeado dentro de una hora y mantenerse húmedo durante ese tiempo envolviendo una toalla húmeda alrededor del modelo.

ELASTÓMEROS

Polisulfuro: Estos materiales también se conocen como cauchos de tiocol, ya que se derivan de los tioles, que son análogos sulfúricos de los alcoholes. Los grupos mercaptano se oxidan mediante un acelerador para permitir tanto el alargamiento como el entrecruzamiento de la cadena. Esta reacción provoca un rápido aumento del peso molecular del polímero, lo que hace que la pasta se convierta en caucho.

Subproducto: agua

Presentación: Los polisulfuros se presentan como **pasta base** (que contiene polisulfuro y un relleno inerte, como el dióxido de titanio TiO_2 en partículas de $0,3 \mu m$) y **pasta activadora** (que contiene dióxido de plomo, que le da un color marrón característico, azufre y ftalato de dibutilo o dioctilo).



Polisulfuro	
Beneficios	Desventajas
Buena humectabilidad	Alta deformación permanente
Buena copia de los detalles de la superficie.	Olor y sabor desagradable
Fácil remoción	Puede filtrarse dentro de una hora.
Alta resistencia al desgarro	Largo tiempo de fraguado
	Cuidado con la desinfección

Poliéteres: Una característica interesante de los materiales de impresión basados en poliéteres es que están desarrollados específicamente para la profesión dental. El polímero toma forma por reacción con los grupos imina terminales. No hay subproductos asociados con esta reacción, lo cual es una de las razones por las que el material tiene una buena estabilidad dimensional. Sin embargo, tiende a absorber agua durante el almacenamiento y, por lo tanto, debe mantenerse en un ambiente seco; ciertamente, el polímero nunca debe colocarse en el mismo paquete con una impresión de alginato.

Presentación: una **pasta base** (que consta de poliéter , un plastificante como glicóeter o ftalato y sílice coloidal como relleno inerte), y una **pasta activadora** (que consta de un éster de sulfonato aromático, un plastificante y un relleno inerte).

Poliéteres	
Beneficios	Desventajas
Hidrófilo	Alta deformación permanente
Buena copia de los detalles de la superficie.	Se expande en contacto con desinfectantes o en ambientes húmedos
Buena fidelidad dimensional	Remoción difícil
Buena resistencia a la deformación.	Baja resistencia al desgarro
Gran aceptación por parte del paciente.	Cuidado con la desinfección

Siliconas: Hay dos grupos importantes de siliconas de impresión. Un grupo se conoce como silicona de fraguado por condensación y el otro como silicona de fraguado por adición. Ambos se basan en polímero de polidimetilo, siloxano , pero tienen diferentes grupos terminales, dando lugar a diferentes mecanismos de reacción.

SILICONAS DE CONDENSACIÓN

Presentación: El material se presenta en forma de una pasta base que contiene silicona fluida y un relleno, y una pasta activadora de silicato de tetraetilo (agente de reticulación). Es importante controlar cuidadosamente la cantidad de pasta activadora utilizada.

Formación de reticulaciones: se obtiene mediante el uso de un silicato de tetraetilo (TES), de manera que se pueden unir tres cadenas poliméricas. Se requieren tres grupos funcionales para formar una cadena de reacción cruzada, ya que las dos funcionalidades solo dan lugar al alargamiento de la cadena.



Subproducto: Un alcohol (R-OH).

Siliconas de condensación

Beneficios	Desventajas
Buena copia de los detalles de la superficie (superficies secas)	hidrofóbico
buena fidelidad dimensional	contracción en almacenamiento
Baja deformación permanente	Debe filtrarse dentro de una hora.
Amplia gama de viscosidades	Baja resistencia al desgarro
fácil desinfección	
Gran aceptación por parte del paciente.	

SILICONAS DE ADICIÓN

Presentación: Las siliconas de adición se presentan en forma de pasta base (polivinilsiloxano , silanol y relleno) y pasta catalizadora (polivinilsiloxano , catalizador de platino y relleno). Estos materiales son similares a las siliconas de condensación en que también se basan en un polímero de polidimetilo, siloxano. Sin embargo, en este caso, los grupos terminales son de vinilo.

Reacción de fraguado: ocurre a través de un catalizador de platino y un silanol .

Subproducto: no hay subproducto.



Siliconas de adición

Beneficios	Desventajas
Buena copia de los detalles de la superficie (superficies secas)	Hidrofóbico (a menos que se agregue un surfactante)
buena fidelidad dimensional	Baja resistencia al desgarro
Buena estabilidad de almacenamiento	
Baja deformación permanente	
Amplia gama de viscosidades	
fácil desinfección	
Gran aceptación por parte del paciente.	

RESINAS ACRÍLICAS

Propiedades: El polimetilmetacrilato puro es un sólido incoloro transparente. Para facilitar su uso en aplicaciones dentales, el polímero se puede pigmentar para lograr prácticamente cualquier color, saturación o grado de translucidez. Su color, propiedades ópticas y propiedades dimensionales son estables en condiciones orales normales, y las propiedades físicas han demostrado ser adecuadas para aplicaciones dentales.



FIGURA 19-1 Una resina termicamente activada representativa. A mayoría das resinas termicamente ativadas é fornecida em sistemas pó-líquido. (Cortesia de Lang Dental Mfg. Co., Inc. Wheeling, IL.)

Ventaja: Una característica definitoria del polimetilmetacrilato es su relativa facilidad de procesamiento. Presentación: Los materiales de polimetilmetacrilato para bases de prótesis se presentan comúnmente en un sistema de polvo-líquido.

Composición: El líquido contiene, en su mayor parte, metacrilato de metilo sin polimerizar, y el polvo está compuesto predominantemente por resina de polimetacrilato de metilo prepolimerizado en forma de esferas (perlas o perlas).

Mezcla: Cuando el polvo y el líquido se mezclan en la proporción adecuada, se forma una masa trabajable. El material se introduce en la cavidad de un molde de dimensiones adecuadas y se polimeriza.

MATERIALES UTILIZADOS EN FUNDICIÓN ODONTOLÓGICA

Por lo tanto, las etapas en la producción de una restauración dental fundida son las siguientes:

- Preparación de dientes;
- Moldura;
- Modelo de fuga;
- Encerado de la forma deseada;
- Inclusión del patrón de cera en el recubrimiento;
- Ardiendo y derritiendo;
- Fusión y fusión de aleaciones;
- Acabado y pulido;
- Tratamientos termales.

Propiedades mecánicas de la aleación: rigidez, resistencia, ductilidad y dureza.

Rigidez: es una consecuencia tanto del diseño como del módulo de elasticidad de la aleación. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad, más rígida será la estructura para la misma forma. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad, más rígida será la estructura para la misma forma. Esta es una consideración importante, especialmente para prótesis dentales parciales fijas largas, núcleos fundidos, prótesis dentales parciales removibles y sus ganchos.

Resistencia: Estas restauraciones también son propensas a estar sujetas a cargas muy altas y, por lo tanto, deben ser resistentes a la deformación permanente. Sin embargo, para estructuras como las grapas, la alta resistencia debe equilibrarse con la ductilidad, ya que es importante que la aleación no sea tan frágil que se rompa cuando se realizan pequeños ajustes.

ductilidad: En el caso de las incrustaciones, donde la adaptación marginal siempre se mejora mediante el bruñido, la ductilidad es aún más importante. Las aleaciones para estas aplicaciones deben ser muy dúctiles y blandas para no fracturarse durante este procedimiento.

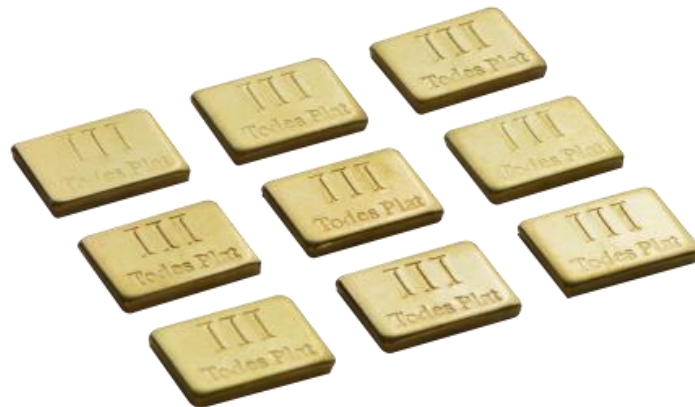
Densidad de la aleación : la mayoría de las fundiciones se realizan en una máquina de fundición de fuerza centrífuga y cuanto mayor sea la densidad de la aleación, más fácil será expulsar el aire del espacio del molde y llenarlo completamente con la aleación.

Principales aleaciones utilizadas en odontología : aleaciones nobles, metales preciosos y diversas aleaciones básicas como la aleación Co-Cr y el titanio. Los metales nobles y preciosos

constan de ocho elementos que tienen varias características en común. Son muy resistentes a la corrosión (nobles) y caros (preciosos). Los metales nobles son los que están hechos de oro, platino, rodio, rutenio, iridio y osmio, mientras que la plata y el paladio generalmente se denominan metales preciosos.

Ligas con alto contenido de oro: la cantidad de oro en una liga se define de dos maneras:

- **Quilate:** El oro puro tiene un quilate de 24 y el quilate de una aleación se expresa por el número de partes en 24 partes de oro que la componen. Entonces, una aleación con un 50% de oro se designaría como una aleación de oro de 12 quilates. Muchas joyas son de oro de 9 quilates (37,5%) o de 18 quilates (75%).
- **Pureza:** el oro puro tiene un índice de pureza de 1000, por lo que el oro de 18 quilates tiene una pureza de 750 y el oro de 9 quilates tiene una pureza de 375. el paladio



Elementos constitutivos de las aleaciones dentales de oro: La fracción principal de estas aleaciones es oro, con cantidades más pequeñas de plata y cobre. Algunas formulaciones también se presentan con pequeños contenidos de platino, paladio y zinc.

Plata: Tiene el efecto de reforzar ligeramente la aleación y contrarresta el pigmento de cobre rojizo.

Cobre: es un componente muy importante, ya que aumenta la resistencia, particularmente para las aleaciones de oro tipo III y IV, y reduce la temperatura de la zona de fusión. el mecanismo de fortalecimiento más eficiente es mediante la adición de cobre, lo que se conoce como endurecimiento por rango. El límite de la cantidad de cobre que se puede agregar a la aleación es del 16 %; aumentar esta cantidad tiende a empañar la aleación.

Platino y paladio: aumentar tanto la fuerza como la temperatura de fusión.

Zinc: actúa como depurador durante la colada, evitando la oxidación y mejorando las características de colada (colabilidad).

Composición de aleaciones con alto contenido en oro							
Tipo	Descripción	au%	Ag%	Culo%	PT%	Pd%	Zn%
I	suave	80-90	3-12	2-5	-	-	-
II	Promedio	75-78	12-15	7-10	0-1	1-4	0-1
tercero	Duro	62-78	8-26	8-11	0-3	2-4	0-1
IV	extra duro	60-70	4-20	11-16	0-4	0-5	1-2

Ligas Tipo I: Estas aleaciones son las más adecuadas para incrustaciones de una sola superficie en áreas de baja tensión. Como son relativamente blandos y se deforman fácilmente, necesitan mucho apoyo para evitar esta deformación bajo cargas oclusales. El bajo umbral de proporcionalidad de estas aleaciones permite afilar cantos fácilmente. Debido a la alta ductilidad, esta aleación no es propensa a la fractura.

Ligas Tipo II: Estas aleaciones se pueden utilizar para la mayoría de las incrustaciones . Sin embargo, deben evitarse las piezas con secciones transversales delgadas , ya que todavía existe la posibilidad de que se deformen.

Ligas Tipo III: Estas aleaciones se pueden utilizar para todos los inlays , onlays , coronas completas y prótesis parciales fijas con pequeño espacio protésico, pines y núcleos de metal fundido debido a su mayor resistencia en comparación con las aleaciones de tipo I y II. Sin embargo, serán más difíciles de pulir y tendrán un mayor potencial de fractura localizada si se pulen en exceso.

Ligas Tipo IV: se utilizan para postes y muñones de metal fundido, prótesis fijas con espacios protésicos largos y en la construcción de prótesis parciales removibles, particularmente en los brazos de los ganchos. El bajo módulo de elasticidad y el alto límite de proporcionalidad de la aleación de oro proporcionan un alto grado de flexibilidad al brazo de sujeción. Estas aleaciones no se pueden bruñir en su estado reforzado.

ALEACIONES DE MEDIO Y BAJO CONTENIDO EN ORO

Aleaciones de plata-paladio: contienen predominantemente plata con cantidades significativas de paladio. El paladio mejora la resistencia a la corrosión y ayuda a prevenir el deslustre, que a menudo se asocia con la plata. Estas aleaciones se introdujeron en la década de 1960 como una alternativa a las aleaciones con alto contenido de oro y se denominan "oro blanco".

Sin embargo, las aleaciones con contenido reducido de plata y mayor contenido de paladio tienen propiedades similares a las de las aleaciones de oro Tipo IV. A pesar de ello, generalmente está contraindicado su uso en prótesis parciales fijas largas.

ALEACIONES DE METALES COMUNES

Aleaciones de cobalto-cromo: las aleaciones de Co-Cr se introdujeron por primera vez en la odontología en la década de 1930 y desde entonces han reemplazado efectivamente a las aleaciones de oro Tipo IV en la construcción de prótesis dentales parciales removibles, principalmente debido a su costo relativamente bajo, que es un factor importante en estas grandes fundiciones.



Composición: La aleación se compone de cobalto (55%-65%) con hasta un 30% de cromo. Otros elementos principales son el molibdeno (4%-5%) y al menos en un caso el titanio (5%). El cobalto y el cromo forman una solución sólida cuando hay hasta un 30% de cromo, que es el límite de solubilidad del cromo en el cobalto. El cromo adicional podría producir una segunda fase muy frágil.

Propiedades: Para los técnicos de laboratorio, estas aleaciones son considerablemente más difíciles de trabajar que las aleaciones de oro porque deben calentarse a altas temperaturas antes de que puedan fundirse.

NOTA: Algunas de las aleaciones disponibles comercialmente también contienen níquel, que ha sido agregado por el fabricante para aumentar la ductilidad y reducir la dureza. El níquel es un alérgeno bien conocido y su uso en la boca puede inducir una reacción alérgica. Por lo tanto, para los pacientes que se sabe que son propensos a las reacciones alérgicas, se recomienda utilizar aleaciones de Co-Cr sin níquel.

Aleaciones de titanio: el interés por los colados a base de titanio para prótesis fijas removibles surgió aproximadamente al mismo tiempo que el desarrollo de los implantes osteointegrados . El



titanio tiene varias características atractivas, tales como: alta resistencia; baja densidad; y excelente biocompatibilidad. Además, existe la preocupación de que si se utiliza un metal que no sea titanio, utilizado en implantes osteointegrados , para producir coronas y prótesis fijas, esto podría provocar efectos de galvanoplastia.

Composición: dos formas de titanio han recibido el mayor interés clínico. Una es la forma comercialmente pura de titanio (Ticp) y la otra es una aleación de titanio con un 6 % de aluminio y un 4 % de vanadio.

Propiedades: El titanio puro es un metal blanco y lustroso, que tiene la ventaja de baja densidad, buena resistencia y excelente resistencia a la corrosión. Es dúctil y forma un importante elemento de aleación con muchos otros metales. Las aleaciones de titanio se utilizan ampliamente en la industria de la aviación y aplicaciones militares debido a su baja densidad, alta resistencia a la tracción (casi 500 MPa) y capacidad para soportar altas temperaturas.

ABRASIÓN Y PULIDO

El objetivo de estos procedimientos es producir la superficie más lisa posible en un tiempo relativamente corto. Un solo tipo de abrasivo no puede usarse de manera efectiva para todos los tipos de materiales dentales. Se utilizan diferentes abrasivos para las tres clases principales de materiales: cerámica, metales y resinas compuestas.

Cerámica: Los instrumentos abrasivos utilizados para metales deben poder eliminar partículas de metal de manera rápida y eficiente sin generar un calor excesivo ni desafilarse por los residuos de desgaste.

Resinas compuestas: Aunque los discos flexibles que se usan para resinas compuestas se pueden usar con metales, no pueden eliminar rápidamente grandes cantidades de metal.

Metales: Se requieren discos de carburo de silicio para cortar secciones de metal como bebederos de metal, y se utilizan ruedas abrasivas o palpadores para el ajuste rápido de los contornos de la superficie.

Tallas: Los tamaños de abrasivo se designaron como (1) capa superior (Astropol F para decapado y pulido previo); (2) pulido (Astropol P, para el pulido de restauraciones, especialmente aquellas realizadas con composites de micropartículas); y (3) pulido de alto brillo (Astropol HP, más adecuado para composites híbridos).

NOTA: Los abrasivos dentales se utilizan para la limpieza de dientes (profilaxis dental), ajuste oclusal de amalgamas dentales y superficies de restauración, contorneado de superficies de materiales (acrílico, composite, metal y cerámica), acabado y eliminación de residuos (desgaste y limpieza con chorro abrasivo) y pulido fino para producir brillo. superficies. Los abrasivos se pueden presentar en forma de polvos, pastas, puntas de diamante y piedra, discos, muelas, puntas abrasivas y copas. La mejor elección para cualquier aplicación dental depende de la calidad de la



superficie inicial, el tipo de material y el objetivo o necesidad específica. La necesidad específica puede variar desde el corte o esmerilado basto hasta el pulido final hasta el brillo o lustre deseado.

Reducción corporal: El cuerpo se puede lograr mediante el uso de instrumentos como puntas de diamante, puntas de carburo de tungsteno, puntas de acero, ruedas abrasivas y discos separadores. Mientras que las puntas de diamante y las ruedas abrasivas promueven esta acción a través del desgaste, las puntas de acero y carburo eliminan el material a través de la acción de corte de las hojas duras. El cuerpo se puede lograr mediante el uso de instrumentos como puntas de diamante, puntas de carburo de tungsteno, puntas de acero, ruedas abrasivas y discos separadores. Mientras que las puntas de diamante y las ruedas abrasivas promueven esta acción a través del desgaste, las puntas de acero y carburo eliminan el material a través de la acción de corte de las hojas duras.

Contorno: Aunque el contorneado se puede realizar durante el proceso de reducción del cuerpo, en algunos casos se requieren herramientas de corte más finas o abrasivos para lograr un mejor control del contorneado de los detalles de la superficie. Al final de este proceso, se deben establecer la anatomía y los márgenes deseados.

Refinamiento: En general, los procesos de acabado y pulido requieren un enfoque gradual, introduciendo rayones más finos en la superficie del sustrato para eliminar metódicamente los rayones más profundos.

Pulido: El propósito del pulido es obtener un brillo similar al del esmalte en la restauración. Las partículas más pequeñas proporcionan superficies más suaves y brillantes. Sin embargo, la velocidad a la que se logra el brillo depende de la dureza y el tamaño de las partículas abrasivas y del método de abrasión (por ejemplo, abrasión de dos o tres cuerpos).

Clasificación de los abrasivos dentales por tamaño de partícula

- Grueso
- Medio-grueso
- Promedio
- Fino
- Extrafino

Abrasivos aglomerados: consisten en partículas abrasivas incorporadas en un aglutinante para formar herramientas de desgaste como puntas, ruedas, discos separadores, discos finos revestidos y una amplia variedad de otras formas abrasivas.

Las partículas pueden aglutinarse a través de

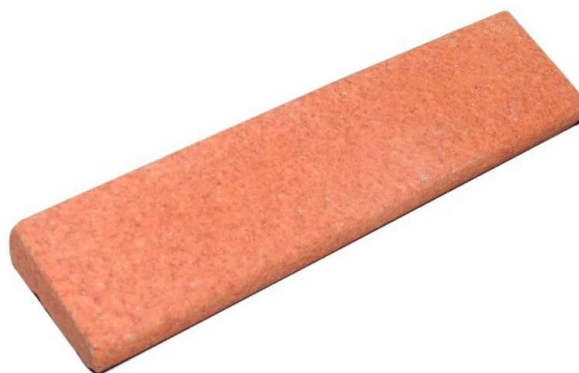
- Sinterización
- Unión al vidrio (o cerámica)
- Unión de resina (generalmente resina fenólica)
- Encuadernación de caucho (caucho a base de látex o de silicona).

Abrasivos no adherentes: las pastas de pulido se consideran abrasivos no adherentes y se utilizan principalmente para el pulido final. Deben aplicarse al sustrato con un dispositivo hecho de material no abrasivo como espuma sintética, caucho, fieltro o gamuza. Las partículas abrasivas se dispersan en un medio soluble en agua, como la glicerina, para aplicaciones dentales. Por ejemplo: los abrasivos no aglomerantes más populares son el óxido de aluminio y el diamante.

Tiras y discos abrasivos: El uso de discos o tiras resistentes a la humedad es ventajoso porque su dureza no se reduce por la degradación en el agua. Además, la humedad actúa como lubricante para mejorar la eficiencia de corte.

TIPOS DE ABRASIVOS

Piedra de Arkansas: este abrasivo es una roca sedimentaria de silicio semitranslúcida de color gris claro extraída en Arkansas (EE. UU.). Contiene cuarzo microcristalino y es denso, duro y de textura uniforme. Pequeños trozos de este mineral se fijan a varillas metálicas y se muelen hasta alcanzar formas útiles en el fino desgaste del esmalte dental y aleaciones metálicas.



Tiza: Una de las formas minerales de la calcita es la tiza, un abrasivo blanco compuesto de carbonato de calcio. La tiza se utiliza como pasta abrasiva suave para pulir el esmalte dental, el oro cohesivo, las amalgamas y los materiales plásticos.

Sepia: abrasivo de piedra caliza blanca que se obtiene pulverizando la capa interna de un molusco marino del género Sepia . Cuttlefish está disponible como recubrimiento abrasivo que se utiliza para operaciones de abrasión delicadas, como el pulido de márgenes metálicos y los empastes de amalgama dental.

Corindón: esta forma de óxido de aluminio es normalmente blanca. Sus propiedades físicas son inferiores a las del óxido de aluminio alfa(a) (Al_2O_3), que ha reemplazado en gran medida al corindón en aplicaciones dentales. El corindón se usa principalmente para moler aleaciones metálicas y está disponible como abrasivo aglomerado en una variedad de formas.

diamante natural: Es un mineral transparente incoloro compuesto de carbono. Es la sustancia más dura conocida. El diamante se denomina superabrasivo debido a su capacidad para desgastar cualquier otra sustancia conocida. Los abrasivos de diamante se suministran en diferentes formas, incluidos instrumentos rotatorios aglomerados, tiras abrasivas metálicas flexibles y pastas de pulido de diamante. Se utilizan principalmente en materiales cerámicos y resinas compuestas.

Abrasivos de diamante sintético: Las ventajas de los diamantes sintéticos sobre los diamantes naturales incluyen su homogeneidad en forma y tamaño, así como su menor costo. La forma del diamante determina el aglutinante necesario para su uso, que puede ser resina o metal.

Silicato de zirconio: El zircón, o silicato de zirconio ($ZrSiO_4$), se suministra como un mineral blanquecino. Se muele en varios tamaños de partículas y se utiliza en discos y tiras abrasivas recubiertas. A menudo se usa como componente de pastas dentales profilácticas.

óxido de estaño: este material abrasivo extremadamente fino se usa ampliamente como agente de pulido para dientes y restauraciones metálicas como la amalgama dental. Se mezcla con agua, alcohol y glicerina para formar una pasta ligeramente abrasiva.

Esmeril: Este abrasivo es un corindón de color negro grisáceo preparado en forma de grano fino. El esmeril se usa predominantemente en abrasivos revestidos y está disponible en una variedad de tamaños de grano. Se puede utilizar para el acabado de aleaciones metálicas o resinas acrílicas.

Granada: el término granate incluye varios minerales diferentes que tienen propiedades físicas y formas cristalinas similares. Estos minerales son silicatos de aluminio, cobalto, hierro, magnesio y

manganeso. El granate es extremadamente duro y, cuando se fractura durante el proceso de meteorización, forma placas afiladas en forma de cincel, lo que lo convierte en un abrasivo muy eficaz.

Diatomita: este material está compuesto por restos ricos en sílice de pequeñas plantas acuáticas conocidas como diatomeas. La forma más gruesa de diatomita se conoce como tierra de diatomeas y se utiliza como relleno en muchos materiales dentales, como el material de impresión hidrocoloide. La tierra de diatomeas es un abrasivo ligero excelente; sin embargo, el riesgo de silicosis respiratoria provocada por la exposición crónica a partículas de este material suspendidas en el aire es importante.

Piedra pómez: se utiliza principalmente en forma de granos, pero también se puede encontrar en algunos abrasivos aglomerados en caucho. Ambas formas se utilizan en resinas acrílicas. La harina de piedra pómez, un derivado de la roca volcánica de grano finísimo que se encuentra en Italia, se utiliza en el pulido del esmalte dental, en restauraciones directas en oro, amalgama dental y resinas acrílicas.



Cuarzo: forma de sílice más utilizada (SiO_2). Es un mineral muy duro, incoloro y transparente. Es el mineral más abundante y fácil de encontrar en la naturaleza. Los abrasivos de cuarzo se utilizan principalmente para el acabado de aleaciones dentales y también se pueden utilizar para erosionar el esmalte dental.

Arena: mezcla de pequeñas partículas minerales compuesta predominantemente de sílice. Las partículas de arena tienen una forma que puede variar de redondeada a ligeramente angulada. Se aplican bajo presión de aire, a través de un proceso llamado granallado, para eliminar el revestimiento refractario de las fundiciones de aleación de metal base. La arena también se aplica sobre discos de papel para desgastar aleaciones metálicas y resinas acrílicas.

Trípoli: este abrasivo se deriva de una roca sedimentaria frágil y ligera compuesta de sílice. Trípoli puede ser blanco, gris, rosa, rojo o amarillo. Los tipos gris y rojo se utilizan con mayor frecuencia en odontología. La roca se muele en partículas muy finas y se le da forma con aglutinantes blandos en barras de compuesto para pulir. Tripoli se utiliza para pulir aleaciones metálicas y algunas resinas acrílicas.

Colorete: está compuesto de óxido de hierro, un fino abrasivo rojo. Al igual que el trípoli , el colorete se mezcla con varios tipos de aglutinantes blandos para formar un bloque. Se utiliza para pulir aleaciones metálicas muy nobles, como las aleaciones de oro amarillo. sintió.

Lodos abrasivos: Los lodos abrasivos más utilizados contienen óxido de aluminio (alúmina) o partículas de diamante. Las pastas de alúmina deben usarse con un instrumento rotatorio en cantidades crecientes de agua a medida que el proceso de pulido avanza de partículas más abrasivas a partículas más finas.

Desventajas: Primero, son relativamente gruesos y es posible que no lleguen a la región de las almenas. En segundo lugar, las pastas tienden a extenderse cuando se aplican con un instrumento rotatorio a altas velocidades o cuando se humedecen. Tercero, la generación de calor ocurre cuando el enfriamiento es insuficiente o cuando se aplica una presión constante sin permitir que el refrigerante llegue a la superficie.

ACABADO Y PULIDO

Restauraciones de resina compuesta: las resinas compuestas se encuentran entre los materiales más difíciles de terminar y pulir de manera predecible para obtener un alto brillo porque contienen dentro de su estructura una matriz de resina relativamente blanda y partículas de relleno duras.

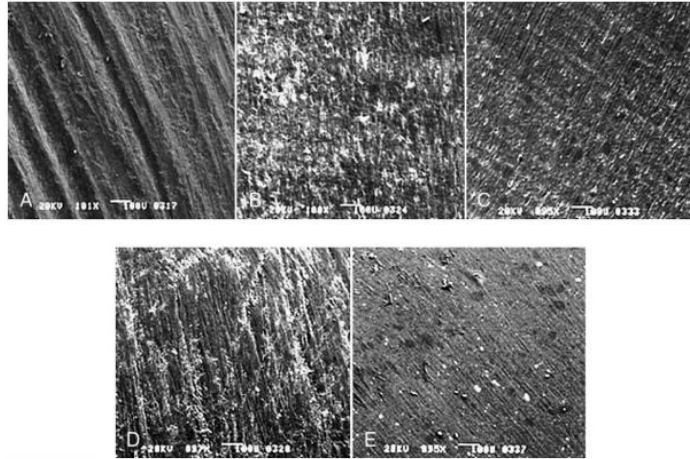


FIGURA 11-3 Imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma resina composta após o desgaste, acabamento e polimento utilizando cinco instrumentos: A, Um diamante grosso. B, Uma ponta de carbeto de 12 lâminas. C, Uma ponta de carbeto de 16 lâminas. D, Um disco de acabamento impregnado com abrasivo. E, Um disco de polimento impregnado com abrasivo.

Amalgama dental: el bruñido antes del tallado asegura la eliminación del exceso de mercurio y mejora la adaptación marginal, mientras que el bruñido después del tallado mejora la tersura. Sin embargo, el bruñido por sí solo no garantiza una superficie completamente libre de rayones y muescas para las restauraciones de amalgama. Se deben utilizar piezas de mano de baja velocidad para el acabado y pulido de las restauraciones de amalgama.

Aleaciones de oro: El oro puro es un metal muy blando y dúctil. Por lo tanto, requiere un enfoque diferente al utilizado para muchos otros metales utilizados en odontología. Se deben utilizar piezas de mano de baja velocidad para el acabado y pulido de aleaciones de oro.



Restauraciones de cerámica: La superficie ideal para las restauraciones de cerámica es una superficie pulida y vitrificada (" esmaltada "). Se pueden lograr superficies más lisas extraoralmente antes de cementar la prótesis. En boca, las pequeñas asperezas se pueden pulir sin comprometer la calidad de la superficie. El pulido puede mejorar la resistencia en la región de la superficie de una prótesis de cerámica porque se eliminan los poros, las microfisuras y otros defectos microscópicos.

Resinas acrílicas para base de prótesis y carillas: Las resinas son materiales relativamente blandos. Para evitar el sobrecalentamiento, se debe aplicar una gran cantidad de pasta de piedra pómez sobre la superficie. El contacto intermitente con el sustrato también ayuda a prevenir el sobrecalentamiento.

Tecnología de abrasión por chorro: como alternativa al uso de instrumentos de corte rotativos, los sistemas de abrasión por chorro de aire pueden proporcionar un flujo de alta presión fino, preciso y controlado de partículas de óxido de aluminio de 25 a 30 mm para eliminar el esmalte, la dentina y los materiales de restauración.

For NSK® PTL
coupling type



Abrasividad de los dentífricos: El dentífrico ideal debe ofrecer la mayor acción de limpieza posible sobre la superficie del diente, con la menor tasa de abrasión posible. Las pastas dentales no tienen que ser muy abrasivas para limpiar los dientes con eficacia. Esto es importante porque el cemento radicular expuesto y la dentina se desgastan a un ritmo 35 y 25 veces mayor, respectivamente, que el esmalte.



FIGURA 11-11 Kit de polimento Astropol (Ivoclar Vivadent) con formas de roda, punta e taça.

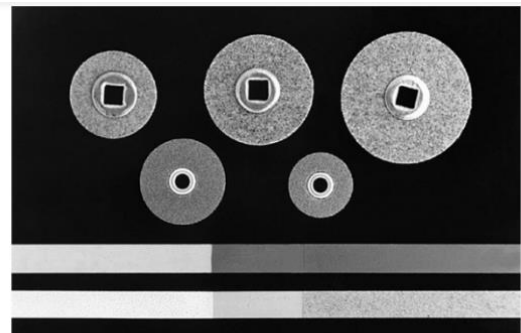


FIGURA 11-9 Discos e tiras com abrasivos depositados. Os discos estão disponíveis em vários tamanhos e em substratos de papel ou resistentes à umidade. Discos de papel estão representados na linha superior de discos. Discos de base de Mylar são mostrados na segunda linha. Tiras abrasivas de Mylar podem ser recobertas com duas granulações diferentes de abrasivo. Os recobrimentos são separados no centro da tira por uma área não recoberta, o que permite que a tira passe entre os dentes.

REFERENCIAS

Introducción a los Materiales Dentales / Richard van Noort ; [traducción Débora Rodrigues Fonseca... et al.]. - Río de Janeiro: Elsevier, 2010.

Materiales dentales Phillips / Kenneth J. Anusavice , Chiayi Shen , H.Ralph Rawls; traducción Roberto Braga [et al.]. - 12ª ed. - Río de Janeiro: Elsevier, 2013.

-ACAPUN INSTITUTE-