



Facultad de
Odontología
UNIVERSIDAD DE
LA REPÚBLICA



2020

Materiales Dentales

Módulo II

“Manual de apoyo Teórico”

Primera Edición

CÁTEDRA DE MATERIALES DENTALES
PROF. ADJ. DR. ANDRÉS GARCÍA
PROF. ADJ. DR. GUILLERMO GRAZIOLI
ASIST. DRA. ANGELINA LASALVIA
ASIST. DRA. ANA MOLINARI
ASIST. DRA. ELISA DE LEÓN
ASIST. BR. MATIAS MEDEROS
ASIST. BR. ROMINA TESSORE
ASIST. GONZALO ALONSO

Índice:

U.T. 1.- Materiales en la prevención de la lesión cariosa	Pág. 2
U.T. 2.- Agentes de Agresión pulpar y protectores pulpares	Pág. 17
U.T. 3.-Materiales de restauración Temporaria	Pág. 32
U.T. 4.- Adhesión a las estructuras dentarias	Pág. 43
U.T. 5.- Resinas compuestas directas	Pág. 61
U.T. 6.- Cemento Ionómero de Vidrio	Pág. 77
U.T. 7.- Ceras, Revestimientos y Colados	Pág. 86
U.T. 8.- Metales y aleaciones en odontología	Pág. 94
U.T. 9. -Resinas Indirectas	Pág. 103
U.T. 10- Cerámicas Dentales	Pág. 110
U.T. 11- Materiales en la fijación de restauraciones indirectas	Pág. 122

U.T. 1.- Materiales en la prevención de la lesión cariosa

Contenido:

- Introducción
- Conceptos generales
- Barnices fluorados
- Sellantes de fosas y fisuras
 - o Requisitos
 - o Clasificación
- Sellantes basados en resinas
 - o Mecanismos de aplicación
 - o Secuencia clínica

Bibliografía:

- Fejerskov O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. *Caries Res.* 2004 May-Jun;38(3):182-91.
- Pessan JP, Toumba KJ, Buzalaf MA. Topical use of fluorides for caries control. *Monogr Oral Sci.* 2011; 22:115-32.
- Chu CH, Mei ML, Lo EC. Use of fluorides in dental caries management. *Gen Dent.* 2010 Jan-Feb;58(1):37-43; quiz 44-5, 79-80.
- Programa de fluoración de la sal doméstica MSP.
- Adhesión en odontología restauradora. Gilberto Henostroza.

Introducción

A partir de la década de 1970, la consolidación de la adhesión en Odontología y la profundización del conocimiento acerca de las etapas tempranas de la lesión, hicieron factible encarar el problema de la caries de modo sustancialmente más conservador, entre otros métodos, sobre la base de adherir a la superficie del esmalte materiales específicos, usualmente denominados sellantes, mejor llamados selladores (Real Academia Española, 2001).

El constante desarrollo en el área de los biomateriales ha hecho posible la aparición de materiales alternativos (sellantes remineralizantes), lo que en definitiva llevó, a fines de la década de 2000, a considerar indiscutible el uso de los selladores para prevenir en forma efectiva el inicio de la lesión, así como para interceptar la progresión de las lesiones tempranas (no cavitadas), según el Consejo de Asuntos Científicos de la ADA.

Por todo lo anteriormente dicho, podemos decir que se presentan dos formas bien diferentes en cuanto a la prevención de la caries, el refuerzo estructural del diente, mediante el uso de compuestos fluorados (ya sea en forma de geles, barnices, enjuagues, dentífricos, etc.) sean los mismos de aplicación profesional o no; y el refuerzo morfológico del diente, entendiéndose por el mismo, la modificación de la anatomía dentaria de las zonas más proclives o propensas a desarrollar caries, mediante la aplicación de los anteriormente nombrados selladores dentarios.

Compuestos utilizados en la prevención de la aparición de la lesión cariosa

FLUORUROS

El uso de fluoruros constituye la medida preventivo-terapéutica más eficaz para la prevención y control de la caries dental.

El flúor es el noveno elemento de la tabla periódica, se encuentra en el grupo de los no metálicos, subgrupo halógenos. Es el más electronegativo de todos los elementos, no se encuentra en la naturaleza en forma libre sino combinado formando sales, en forma de molécula o en forma iónica cuando está en solución.

El flúor es un elemento traza, y en bajas concentraciones tiene efectos biológicos importantes.

Dinámica del proceso de caries

La caries dental es un proceso o enfermedad dinámica crónica, que ocurre en la estructura dentaria en contacto con los depósitos microbianos, debido al desequilibrio ácido entre la sustancia dental y la placa circundante, dando como resultado una pérdida de mineral de la superficie dental, cuyo signo es la destrucción localizada de tejidos duros.

Fejerskov define la lesión cariosa como un mecanismo dinámico de desmineralización y remineralización como resultado del metabolismo microbiano agregado sobre la superficie dentaria, en la cual con el tiempo, puede resultar una pérdida neta de mineral y es posible que posteriormente se forme una cavidad.

Concluyendo, la caries es el signo de la enfermedad y no la enfermedad *per se*.

- **Placa dental** es un tipo de biopelícula que se define como una comunidad microbiana diversa que se encuentra en la superficie dental embebida en una matriz de polímeros de origen bacteriano y salival. La formación de la placa involucra la interacción entre las bacterias colonizadoras primarias y la película adquirida del esmalte. Los colonizadores secundarios se unen a las bacterias inicialmente adheridas a través de interacciones moleculares específicas. A medida que la biopelícula se forma, se van desarrollando gradualmente factores biológicos importantes, permitiendo la co-existencia de especies que serían incompatibles si fuera un medio homogéneo. La placa dental se desarrolla naturalmente, pero también está asociada con dos de las enfermedades más prevalentes (caries dental y enfermedad periodontal).

- **Dieta:** Conocer el poder cariogénico de una dieta es fundamental para prevenir una de las enfermedades más prevalentes de la cavidad bucal, como lo es la caries dental, conjuntamente con el control de la placa microbiana, la acción de los fluoruros, los selladores, etc.

Se debe tener en cuenta la frecuencia en el consumo de alimentos cariogénicos así como también su contenido de azúcar y la consistencia de los mismos.

- **Riesgo:** Por definición, se observa la convergencia de 3 dimensiones siempre relacionadas con el concepto de riesgo: ocurrencia de enfermedad, denominador de base poblacional y tiempo. Concretamente, entendemos por criterio o factor de riesgo a toda característica y circunstancia determinada ligada a una persona, a un grupo de personas o a una población, de la cual sabemos que está asociada con un riesgo de enfermedad. Los factores socio-culturales presentan una marcada influencia en la instauración, progresión y severidad de la enfermedad; adicionalmente, ciertos condicionantes externos, como la conducta del niño, el nivel de conocimiento y actitud de los padres, malnutrición y la presencia de enfermedades crónicas se han relacionado con un mayor riesgo de caries dental en infantes.

Administración de Fluoruros

- **Sistémica (acción pre eruptiva sobre la calcificación).** El flúor se ingiere, ingresa al plasma y desde allí a todo el organismo

- **Tópica (acción poseruptiva).** Aplicación local de productos fluorados.

Ambas vías de administración son complementarias, ya que el flúor sistémico tiene acción tópica al ingerirse y también al excretarse por la saliva. El flúor aplicado tópicamente actúa también a nivel sistémico cuando se ingieren parcialmente los productos utilizados en forma local.

SISTÉMICA:

○ **Entrada (alimentos, agua, sal, comprimidos)** Se destaca la vía gastrointestinal por la ingesta de alimentos ricos en flúor (té, pescado, vegetales), por la presencia de flúor en el agua natural o artificialmente fluorada, otros suplementos fluorados (sal, comprimidos, leche) y por la ingesta involuntaria de productos fluorados para uso tópico.

La ingesta diaria total de fluoruro puede oscilar de 0,2mg en lactantes a 5mg en adultos. La American Academy of Sciences, recomienda en adultos una ingesta de flúor que varía entre 1.5 a 4 mg/día. Por lo general se busca tener una ingesta media de 2mg/día.

○ **Seguridad:** Los efectos tóxicos varían mucho según el compuesto utilizado. Se pueden producir dos tipos de intoxicación con flúor: aguda y crónica.

Aguda: Es cuando se ingiere mucha cantidad de flúor de una sola vez. Es poco frecuente y siempre accidental. Una dosis de fluoruro entre 5 y 10gr. puede considerarse como letal para un adulto de 70kg. En niños la dosis letal sería aproximadamente de 15mg de fluoruro por kg de peso.

Crónica: Es la ingesta de flúor superior a la dosis óptima por períodos prolongados de tiempo (años).

La **DPT** (dosis probablemente tóxica) ha sido determinada por Witford y Ekstrand en 1987 en 5mg. de F/Kg.

Fluorosis: Es una condición de cambios permanentes de hipomineralización, con aumento en la porosidad en la superficie y sub superficie del esmalte por exceso en el aporte de fluoruros en el período de desarrollo del diente antes de su erupción.

TÓPICA:

○ **Efectos sobre el diente:** La acción sobre el diente solo es lograda mediante la formulación de fluoruro de calcio. Este fluoruro de calcio es probablemente el único producto formado luego de breves exposiciones del esmalte a soluciones altamente concentradas y es el factor más importante responsable de la acción tópica del fluoruro en la prevención de caries. Se ha demostrado que el fluoruro de calcio tiene solubilidad limitada en saliva, permanece en esmalte y placa microbiana durante semanas, luego de una aplicación tópica de una solución que contenga ión flúor.

La cantidad de fluoruro de calcio depositado sobre el esmalte sano o desmineralizado aumenta con: el aumento del tiempo de aplicación, la concentración y la disminución del pH de la misma.

Acción en saliva: El principal efecto de los fluoruros es su habilidad para intervenir en el proceso desmineralización-remineración del diente durante el ataque carioso.

Acción en la placa microbiana: El fluoruro se acumula en la placa en una proporción de 100 a 200 veces mayor que en la saliva mixta. Las principales

fuentes de fluoruro en placa son: dieta, saliva y fluido gingival. La mayor parte de fluoruro en placa se encuentra combinada y sólo un pequeño porcentaje se encuentra ionizado.

Presentación comercial

○ **Auto aplicación (Dentífricos y colutorios)**

Los dentífricos fluorados son los productos más ampliamente difundidos en la población. Debido a su uso rutinario son también los de mayor beneficio. Contienen productos activos (terapéuticos) e inactivos. Según los productos activos se pueden clasificar en: Anticaries, antigingivitis, antisarro, blanqueadoras, desensibilizantes.

Los componentes básicos son: Abrasivos, agua, humectantes, detergentes, soborizantes, edulcorantes, agente terapéutico, agente de unión y colorantes.

Las formulaciones de dentífricos más usados contienen como agente activo anticaries a los fluoruros en base a FNa (fluoruro de sodio), MFP (monofluoruro de sodio) o ambas.

Los dentífricos en base a fluoruro de sodio son más efectivos en la remineralización de lesiones mientras que los en base a MFP lo son en disminuir o frenar la desmineralización durante períodos prolongados a pH bajo.

Colutorios: Los enjuagatorios fluorados elevan el nivel del fluoruro en saliva inmediatamente después de su realización y se mantiene por varias horas siendo muy efectivo en niños con alto riesgo a caries, además de actuar como favorecedor de la maduración post-eruptiva.

El uso diario de enjuagatorios fluorados otorga niveles iniciales de fluoruro en saliva y placa más altos que los dentífricos fluorados y la concentración de flúor en saliva, en un régimen regular de enjuagatorios diarios, puede permanecer por 18hs luego de realizado.

○ **Uso profesional (geles y barnices)**

Geles

La mayoría de los geles existentes en el mercado nacional, son en base a flúor-fosfato acidulado (APF) y contienen una concentración de 1.23% de fluoruro.

Contienen espesantes, agentes de unión, saborizantes y colorantes.

Además de fluoruro, poseen una concentración 0.1 molar de ácido ortofosfórico a pH 4.5, liberando 12.300 ppm de flúor. El pH bajo favorece una captación más rápida de fluoruro por el esmalte y la presencia de ortofosfato evita la pérdida de fosfatos por efecto del ion común.

Se dispone también de geles tixotrópicos, que contienen 1.35% de ion flúor a pH 7. La viscosidad de estos geles, varía según la presión a la que están sometidos, de modo que al aplicarlos mediante cubetas y presionarlas sobre las arcadas dentarias se hacen más fluidos y penetran en los espacios Inter dentarios.

En Estados Unidos se está difundiendo el uso de geles con pH neutro o ligeramente alcalinos, los que parecen tener similares efectos cariostáticos que los

geles de APF, con el beneficio de no atacar por su acidez, a las restauraciones estéticas.

Técnica de aplicación: previo a la aplicación con cubetas (ya sean prefabricadas o fabricadas con cera), se deberá realizar una profilaxis, con pasta profiláctica de abrasividad controlada, aplicada con cepillos y copas. Luego se procede al llenado de las cubetas con el gel, la dosis dependerá del tipo de dentición del paciente, siendo de 1 ml por cubeta en dentición mixta y de 2 ml en dentición permanente. Se dejará actuar el gel durante 4 minutos, se retiran las cubetas y se elimina el exceso de gel de la lengua o dientes con gasa.

Se le indica al paciente salivar durante 30 segundos sin enjuagarse y se le recomienda no beber, comer ni enjuagarse la boca durante 30 minutos.

Se indica comenzar con esta medida a los seis años de edad, favoreciendo así la maduración post-eruptiva.

La frecuencia de aplicación dependerá de la evaluación de riesgo de caries individual, cada 3 meses en pacientes de alto riesgo y cada seis en los de bajo riesgo.

Barnices

Surgen en el mercado, en la búsqueda de vehículos fluorados que permanezcan un tiempo más prolongado en contacto sobre la superficie dentaria, liberando lentamente iones flúor hacia la saliva y dientes.

El primer barniz fluorado, aparece en 1964 bajo el nombre de Duraphat (Woelm Pharma Co), contiene 5% de fluoruro de sodio, liberando 2.26% (22.600 ppm) de ion flúor en una base neutra de colofonia.

En 1975, un segundo barniz fluorado, Flúor Protector (Vivadent) aparece a la venta, conteniendo fluoruro al 0.1%, en una base de flúor silano, de color transparente y ácido.

Además de formar importantes cantidades de fluoruro de calcio, que funcionan como reservorio de fluoruros pH dependientes, los barnices fluorados por su alta concentración, pueden también afectar el potencial cariogénico de las bacterias de lesiones subsuperficiales tempranas de caries, ejerciendo un efecto cariostático por su acción bactericida o bacteriostática.

Los tratamientos con estos agentes inhiben eficazmente la desmineralización, dando por resultado una reducción de caries.

Investigaciones según Peterson en 1994, sugieren que los barnices proveen fluoruros más efectivamente que otros agentes tópicos. Son utilizados con éxito para favorecer la maduración post eruptiva y para el tratamiento no invasivo de lesiones cariosas activas.

Aplicaciones cada tres meses, resultan muy efectivas en niños con alto riesgo de caries.

Peterson, recomienda tres aplicaciones al año, con intervalos de siete días cada una.

El costo – beneficio, a diferencia de lo que sucede con los geles fluorados, no es redituable para ser utilizado en programas comunitarios.

Técnica de aplicación: los barnices no se inactivan por la presencia placa bacteriana, por lo que pueden ser aplicados sin profilaxis previa. Bruyn y Arends (1987) recomiendan que el paciente realice el cepillado dentario, luego el profesional proceda al secado de las superficies dentarias para posteriormente (con aislación relativa, con rollos de algodón), se proceda a la aplicación del barniz con pincel o jeringa.

Se recomienda al paciente, no ingerir alimentos ni enjuagarse la boca por una hora luego de la aplicación y no cepillarse por doce horas, para permitir el mayor tiempo posible el contacto del barniz con el esmalte.

SELLADORES DE FOSAS Y FISURAS

Definición:

Para Simonsen (1978), la palabra “sellador” describe un procedimiento clínico caracterizado por emplazar, dentro de las fosas y fisuras de las piezas dentarias susceptibles a caries, un material capaz de formar una capa protectora adherida *micromecánicamente* sobre la superficie adamantina. Es decir, son obstáculos o barreras físicas (generalmente resinas de gran fluidez), que se adhieren a los prismas de la superficie del esmalte dental impidiendo con ello, el contacto del huésped (superficie con fosas y fisuras susceptibles a caries o cariadas) con el Biofilm dental o placa dental (ambiente propicio) y el *streptococcus mutans*, entre otros microorganismos cariogénicos (agente causal) (Herazo y Agudelo, 1997).

Para explicar el término a los padres de familia o al público en general, Moss (1993) propuso una definición más convencional. “Los selladores son cubiertas de material plástico que se aplican principalmente en las superficies masticatorias de las piezas dentales ubicadas en la parte posterior de la boca, para mantenerlas aisladas de la placa y de los ácidos”.



Fotografía que ilustra la cara oclusal de un molar con fosas y fisuras profundas y retentivas, favoreciendo la acumulación *Biofilm* y dificultando la higiene por parte del paciente, ya que las cerdas del cepillo no logran alcanzar la profundidad de las mismas.

Clasificación:

Los selladores pueden ser clasificados según tres criterios: el material utilizado, la técnica de aplicación y la función a cumplir. Cada grupo a su vez, puede subdividirse en otras categorías.

- Según el tipo de material:
 1. Sellantes de Resinas compuestas.
 2. Sellantes de ionómero de vidrio tipo III
 3. Sellantes basados en Compómero (en desuso)

Los selladores basados en ionómeros de vidrio surgen como alternativa a las resinas compuestas, debido a su cualidad de liberar fluoruros y otros elementos como el estroncio, zirconio, calcio y aluminio, lo que supone un sugestivo potencial para promover la remineralización dentinaria. Se pensó entonces, que con su uso se podría obtener un efecto benéfico adicional por su potencial anticariogénico,

remineralizante y antimicrobiano (Lindemeyer, 2007). Sin embargo, pronto se demostró que su efectividad a largo plazo se veía amenazada por su adhesión relativamente baja respecto al esmalte dental y una escasa resistencia a las fuerzas oclusales (Aranda y García-Godoy, 1995; Karlzen-Reuterving y Van Dijken, 1995).

- Según la técnica de aplicación

Tanto los selladores poliméricos como los ionoméricos, se pueden aplicar, sea con finalidad preventiva o terapéutica, siguiendo dos técnicas o protocolos: técnica no invasiva e invasiva respectivamente.

En la primera (**técnica no invasiva**), se prescinde de toda instrumentación del esmalte como paso previo a la colocación de los selladores en fosas, surcos y fisuras sanas. Es la preferida por la mayoría de los odontólogos, y la propuesta originalmente.

El esmalte, antes del acondicionamiento ácido, solo requiere limpiarse, procedimiento que puede realizarse de diferentes formas y con diversos materiales, tales como: piedra pómez, pastas pulidoras o profilácticas, bicarbonato de sodio o peróxido de hidrógeno.

Cabe mencionar, que cualquiera sea el producto a utilizar, debe presentarse libre de compuestos oleosos y fluoruros, que dificulten el posterior acondicionamiento del esmalte.

La última (**técnica invasiva**), se caracteriza por realizarse a partir de una instrumentación mínima, que algunos consideran preparación cavitaria extremadamente conservadora, pudiendo o no atravesar el límite amelo-dentinario y llegar a la dentina. Para ello, se vale de instrumentos rotatorios específicos (con los que se instrumenta el esmalte y/o dentina), de sistemas de aire abrasivo o de puntas diamantadas accionadas por ultrasonido.

- Según la función a cumplir

Los selladores pueden ser emplazados en las superficies dentales, a efecto de cumplir dos funciones primordiales: preventiva o terapéutica.

Selladores preventivos: son aquellos que se colocan con el fin de prevenir lesiones de caries dental, en aquellos sitios que favorecen la retención de restos de alimentos y la acumulación de Biofilm dental.

Se ha reportado, que cerca del 90% de las lesiones de caries que comprometen piezas permanentes posteriores se originan en fosas y fisuras.

En la actualidad, el sellado preventivo de las fosas y fisuras, es considerado uno de los métodos más efectivos para la prevención primaria de lesiones de caries dental en las fosas y fisuras.

Selladores terapéuticos: alude a aquellos que son colocados como tratamiento definitivo de lesiones cuestionables, o definitivamente identificadas como cariosas en estadio temprano en las regiones de surcos, fosas y fisuras (Feigal, 2002).

Sellantes de Resina

Composición

La misma dependerá del tipo de reacción polimérica que presente el sellador.

Sellantes de autocurado: Son dos líquidos constituidos por moléculas de elevado peso molecular con dos grupos vinílicos. Las más empleadas se denominan diacrilatos (por tener dos grupos acrilatos que incluyen las dobles ligaduras). Con bastante frecuencia se emplean diacrilatos aromáticos (contienen grupos bencénicos) como el Bis-GMA, pero que por dar lugar a un líquido muy viscoso, son mezclados con diacrilatos alifáticos de menor peso molecular para obtener la fluidez necesaria. Los mencionados diluyentes se pueden encontrar hasta el 50% en peso para lograr fluidez adecuada, aceptable para penetrar en las irregularidades de una fosa o fisura.

Uno de los recipientes presenta un iniciador, el cual habitualmente es un peróxido (peróxido de benzoílo), el otro tiene un activador (una amina terciaria como la dimetil-p-toluidina) y un inhibidor como la hidroquinona, para impedir que se produzcan reacciones en el líquido que contiene el iniciador durante su almacenamiento.



Presentación comercial de un avío de sellante de autocurado (arriba) y de fotocurado (abajo) de la firma DFL.

Sellantes de fotocurado: En este caso, no se necesita la mezcla de dos líquidos, el producto es suministrado en un solo envase que contiene un líquido que se lleva sin previa mezcla a la fosa o fisura.

Contiene moléculas como las ya descritas en los sellantes de autocurado, dichas moléculas generan radicales que inician la polimerización solo cuando son sometidos a la acción de una radiación de luz.

La luz (activador físico), es absorbida por un iniciador (una dicetona-amina, como la canforoquinona) que hace que se desencadene dicha polimerización.

La luz utilizada es de color azul (alrededor de 470 nm de longitud de onda) generada por un dispositivo (lámpara). En cualquiera de los dos sellantes (auto o foto) se pueden incluir pigmentos (generalmente óxidos que refractan la luz) lo cual le brindan al sellante un determinado color.



Presentación comercial (jeringa) de un sellante de fotocurado de la firma Ultradent.

Algunos productos traen en su composición flúor.

- Según su activación de polimerización: encontramos dos tipos de activación, química (selladores autopolimerizables) y física (selladores fotopolimerizables o polimerizables con luz visible).

Los autopolimerizables, reaccionan cuando la resina se mezcla con un activador químico, mientras que los fotopolimerizables, contienen iniciadores sensibles a la luz visible (de lámpara halógena u otras).

Diversos estudios han confrontado la efectividad de los selladores de autopolimerización con relación a los de fotopolimerización, encontrándose resultados clínicos similares respecto a su retención. Sin embargo, los clínicos prefieren los selladores fotoactivados, porque el curado es más rápido, además el tiempo de polimerización puede ser controlado por el operador, y por último y no por ello no menos importante, porque no necesita ser mezclado, disminuyendo así el riesgo de incorporar burbujas de aire a la mezcla.

- Según su relleno: indistintamente de que los selladores sean de auto o fotocurado, los mismos pueden contener o no partículas de relleno agregadas, a fin de mejorar su dureza superficial y disminuir su posterior desgaste. Una desventaja de los selladores con relleno, es la inferior retención que presentan en comparación a los selladores sin relleno (Rock, 1990). Asimismo, en cuanto a la microfiltración, los selladores sin relleno resultan superiores a los que contienen relleno.

- Según su color: cualidad conferida en la década de 1970, mediante la adición de partículas de relleno, ante la dificultad de distinguir y monitorear los selladores transparentes.

El primer sellador lanzado al mercado, contenía dióxido de titanio, característico de su blanco opaco, fácilmente distinguible del esmalte normal. Tiempo después aparecieron varios colores, facilitando al operador reconocer la extensión del material.

Los selladores que presentan colores (pigmentos), contienen partículas de relleno en su composición, no así los transparentes.

- Según su contenido de flúor: los selladores fotoactivados de resina, con relleno y con color, pueden incluir fluoruros en su formulación, a fin de proveer un efecto cariostático.

Se ha constatado, que la mayor liberación de flúor ocurre durante las 24 hs posteriores a su aplicación, y que al día siguiente disminuye drásticamente, para continuar disminuyendo, pero de forma más lenta.

Se puede concluir que el eventual efecto cariostático de los selladores con flúor no ha podido ser corroborado en cuanto a una disminución del índice CPOD.

Los selladores con fluoruros no parecen ofrecer ventajas adicionales o superioridad en cuanto a retención o adhesividad al esmalte, ni los beneficios ofrecidos que supone añadirles el flúor (Morphis, 2000; Simonsen, 2002).

Presentación comercial

En los de curado químico o autopolimerizables, se presentan dos frascos, con un "sistema de recipientes" en donde se realiza la mezcla del contenido de una gota proveniente de cada frasco.

En el caso de los de curado con luz visible, fotoactivados o fotopolimerizables, se presenta una jeringa opaca conteniendo dentro el material sellador, y varias "puntas" aplicadoras descartables (de diámetro pequeño), que se insertan en el extremo de la jeringa para dosificar así la cantidad de material a utilizar.

Requisitos

- Biocompatibilidad y baja toxicidad.
- Alto coeficiente de penetración
- Baja contracción de polimerización.
- Ecurrimiento adecuado.
- Estabilidad dimensional.
- Alta resistencia a la abrasión.
- Fácil manipulación.
- Corto período de polimerización.
- Insolubilidad en el medio ambiente oral.
- Alta adhesividad.
- Deseable acción cariostática, remineralizante.

Indicaciones / Contraindicaciones

Lo ideal, es que los selladores sean colocados tan pronto se produzca la erupción dentaria (siempre y cuando se pueda realizar aislación absoluta) o dentro de los dos años posteriores a la misma, en virtud del incompleto proceso de maduración post-eruptiva (Forss y Halme, 1998).

Las indicaciones de los selladores preventivos difieren de las de los terapéuticos.

Dentro de las indicaciones para el sellado preventivo, encontramos:

- Paciente de alto riesgo para caries dental.
- Molares y premolares con fosas y fisuras profundamente invaginadas.
- Incisivos con cíngulos o fosas palatinas profundas.
- Cúspides accesorias en incisivos y/o molares.
- Fosas, surcos y fisuras oclusales retentivas.
- Defectos estructurales del esmalte, hipoplasias o hipomineralizaciones.

- Dientes geminados o fusionados con pronunciados surcos.
- Portadores de aparatología fija protésica u ortodóncica.
- Pacientes que consumen frecuentemente azúcares o carbohidratos fermentables.

- Pacientes con xerostomía.

Mientras que las indicaciones para el sellado terapéutico son las siguientes:

- Lesiones dudosas.
- Lesiones incipientes.
- Lesiones no cavitadas que alcanzan el tercio externo de la dentina.

Dentro de las contraindicaciones, podemos nombrar:

- Fosas y fisuras que permitan la higiene efectiva con un apropiado cepillado dental.
- Tratamientos masivos cuando no se cuenta con el personal, instrumental y equipamiento básico necesario.
- Pacientes que muestran altos índices de lesiones proximales sin la posibilidad de recibir terapia con fluoruros tópicos o con agentes remineralizantes, que permitan lograr la detención de las lesiones cariosas.

Limitaciones

- Dificultad para lograr un adecuado aislamiento del campo operatorio: los de resinas.
- Requiere infraestructura mínima: sillón dental perfectamente equipado, instrumental mínimo y personal entrenado.
- Requiere considerar índice de lesiones proximales de caries para decidir el tratamiento.

Reacción de fraguado o polimerización y Manipulación

Para los selladores de autocurado, habitualmente el material es suministrado en forma de dos líquidos, uno de ellos contiene el iniciador y otro el activador. Para utilizarlos, hay que mezclar ambos líquidos en cantidades iguales (por ejemplo una gota de cada uno). Al realizar esta operación, el activador hace que el iniciador genere rápidamente radicales libres, que al desdoblar los dobles enlaces de algunas moléculas de monómero, desencadena (inicia) la polimerización, que luego se propaga hasta su terminación.

En el caso de los selladores de fotocurado, el producto es suministrado en un solo envase que contiene una resina fluida que se lleva sin mezcla previa a la fisura, y una vez ubicado allí, se hace actuar sobre él una luz (activador físico) que es absorbida por la sustancia iniciadora, que provoca que se desencadene la polimerización.

Pasos operatorios

A continuación, enumeraremos los pasos para la colocación de selladores dentarios mediante la técnica no invasiva (con fines preventivos o terapéuticos), ya que es la más comúnmente empleada en nuestro medio.

Para lograr el éxito en la aplicación del material sellador, cada fabricante brinda instrucciones específicas que deben seguirse lo más fielmente posible; sin embargo, conviene obrar a partir de un protocolo general base que nombraremos a continuación.

1. Selección de las superficies a tratar: para lo mismo, nos debemos basar en las indicaciones y contraindicaciones antes mencionadas.

2. Aislamiento del campo operatorio: de preferencia aislación absoluta (recurriendo al empleo de clamps y goma dique), de lo contrario se puede utilizar cuidadosamente, una aislación relativa con rollos de algodón y el empleo de la técnica a cuatro manos (con asistente dental). En ambos casos, se recomienda utilizar un suctor de alta potencia.

Debemos hacer énfasis en este paso, dado que para garantizar el éxito en la colocación del sellador, es de vital importancia mantener siempre la superficie adamantina libre de saliva y contaminantes.

3. Limpieza de las superficies a tratar: en un principio, la técnica utilizada para este fin, consistía en el empleo de piedra pómez mezclada con agua, que se frotaba con un cepillo sobre las superficies dentarias.

Otros autores preconizan la utilización de pasta profiláctica libre de flúor y elementos oleosos.

Lo que sí queda claro, es que toda partícula limpiadora debe haber sido retirada antes de aplicar el material sellador. Debe recalcarse además, que más importante que el tipo de material empleado, es la minuciosidad y profundidad con la que se realice, teniendo siempre la precaución de evitar remover innecesariamente cantidades apreciables de esmalte dental sano.

4. Lavado de la superficie dentaria: durante 40 segundos, a fin de eliminar todo residuo de material utilizado para la limpieza de la superficie adamantina.

5. Secado de la superficie dentaria: con aire suave, proveniente de la jeringa triple, verificando que el mismo se encuentre libre de contaminantes (humedad y aceite).

6. Acondicionamiento ácido de la superficie: el esmalte sano, presenta menos de un 10% de porosidad intrínseca, y el volumen de los poros no es lo suficientemente grande como para permitir que fluya en su interior una cantidad suficiente de resina que le otorgue resistencia a la adhesión, por lo mismo, se realiza el acondicionamiento del esmalte, el cual se realiza con ácido fosfórico en concentraciones de 30 a 40%, (siendo al 37% la más utilizada) durante 15 segundos, a efecto de generar en esmalte, un patrón de grabado tipo I, dejando la superficie del esmalte opaca, blanca.

Las superficies que serán grabadas con ácido fosfórico en gel ofrecen la ventaja sobre la presentación en líquido de que el operador pueda lograr un mejor control de las áreas de trabajo, impidiendo el acondicionamiento de áreas innecesarias.

Un dato importante, es que el área de acondicionamiento debe extenderse en radio aproximado de 3 a 4mm de la fosa o fisura.

7. Lavado de la superficie acondicionada con ácido: con profuso spray de agua, suministrado por la jeringa triple, a fin de eliminar todo residuo de ácido y sales de fosfato de calcio insolubles que podrían limitar la eficacia del acondicionamiento. Se lava el mismo tiempo el cual se graba.

8. Secado post-acondicionamiento de la superficie: la corriente de aire utilizada para este fin debe estar exenta de humedad.

9. Aplicación del sellante, pueden ser colocados con diferentes instrumentos, desde pinceles, hasta pequeñas esferas. Es importante asegurarse de que la cabeza del paciente esté posicionada de modo tal, que la superficie oclusal permanezca lo más horizontalmente posible, para evitar la acumulación innecesaria de material hacia las fosas proximales de las superficies oclusales.

Durante el proceso de aplicación, se debe cuidar que, todas las fosas y fisuras se cubran uniformemente con el material sellador, no se formen burbujas de aire durante la aplicación y que el espesor del sellador sea el adecuado, de manera tal que no interfiera con la oclusión del paciente.

10. Polimerización: en lo concerniente a los selladores autoactivados, el tiempo de espera es aproximadamente de un minuto. En los fotoactivados, se recomienda seguir las especificaciones del fabricante.

11. Control de la oclusión: en el caso de interferencias, se deben realizar los ajustes necesarios para restablecer la oclusión normal del paciente.

Controles post-aplicación

Durante las visitas periódicas de control dental, el sellador deberá ser controlado, verificando que sus márgenes se mantengan intactos. La retención también será evaluada, buscando zonas donde pudiesen haber ocurrido pérdidas totales o parciales y/o el posible desarrollo de lesiones cariosas.

Las sesiones de seguimiento se indicarán de acuerdo al riesgo del paciente, siendo a los tres meses en caso de alto riesgo, y a los seis meses en pacientes de bajo riesgo.

Como ventajas y desventajas de los selladores de auto vs fotocurado, podemos numerar los siguientes ítems:

- Los de autocurado, vienen en dos frascos, por lo que requieren de una mezcla, lo que incluye una pérdida de tiempo clínico y aumenta la probabilidad de incorporar aire durante la mezcla, lo que disminuye la resistencia. En tanto que los de fotocurado, al prescindir de mezcla, por presentarse en un solo envase, evitan los inconvenientes anteriormente mencionados.
- En los de autocurado el tiempo de trabajo es limitado (de 2 a 4 minutos), mientras que en los de fotocurado el tiempo es “ilimitado”.
- Los de autocurado son más susceptibles a los cambios de coloración.

Conclusiones

En la actualidad es muy útil el empleo de materiales preventivos, tanto de modificación estructural (aplicaciones tópicas con fluoruros) como la modificación morfológica (aplicación de selladores para modificar zonas retentivas de placa, muy susceptibles a la caries dental y de difícil acceso para la higiene dental).

En cuanto a los fluoruros, presentan diversas concentraciones y aplicaciones, siendo muy usados los geles para topicaciones de arcada completa (APF 13,25%) y los barnices para la prevención y tratamiento de manchas blancas.

Respecto a los selladores, los más empleados son los basados en resinas compuestas, con relleno, y con colorantes, de fotocurado.

U.T. 2.- Agentes de agresión pulpar y protectores pulpares

Contenido:

- Concepto de complejo dentino-pulpar.
- Agentes de agresión pulpar
 - o Clasificación
 - o Mecanismos de acción
- Clasificación de los protectores pulpares según su mecanismo de endurecimiento
- Generalidades de cada grupo
- Materiales Bioactivos
 - o Hidróxido de calcio
 - o Silicatos de calcio

Bibliografía:

- Corral-Núñez C. Revisión del estado actual de cementos de silicato de calcio en odontología restauradora. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2016; 27(2): 425-441.
- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Materiales en odontología. Vega del Barrio.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición Phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- Cunningham.

Agentes de agresión pulpar y protectores pulpares

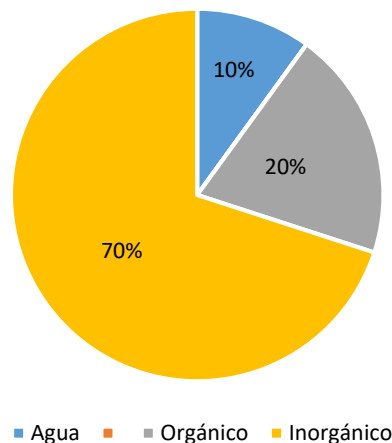
En un diente sano, la protección del complejo dentino pulpar está dada por el esmalte, el cual brinda la protección física y química, y por su naturaleza actúa como excelente aislante térmico y eléctrico.



Cuando por algún motivo (traumatismo, caries, etc.) se pierde la integridad del mismo, resulta necesaria la confección de una restauración; la misma deberá cumplir con las funciones del tejido perdido, devolviendo en lo posible forma, función y estética.

Definición del complejo dentino-pulpar: La dentina es un tejido conjuntivo duro y la pulpa es un tejido conjuntivo blando, sin embargo son embriológica y funcionalmente el mismo tejido.

La dentina madura forma la masa principal del diente y está compuesta por:



La dentina es resiliente, es decir que tiene cierta flexibilidad para evitar la fractura del esmalte suprayacente. Está atravesada en todo su espesor, por los túbulos dentinarios que contienen las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos. Los cuerpos de los odontoblastos están alineados a lo largo del límite pulpo-dentinario. La cámara pulpar sigue la forma de la corona, bajo las cúspides se extienden los cuernos pulpares que son prominentes en las cúspides vestibulares de los premolares y en las cúspides mesio-vestibulares de los molares, esto es importante ya que deben ser evitados durante el tallado cavitario para prevenir la exposición pulpar.

Se reconocen diferentes tipos de dentina:

- 1) Dentina primaria: forma la mayor parte del diente, su capa externa se llama dentina del manto y es la primera que se forma, la capa interna se llama dentina circunpulpal.
- 2) Dentina secundaria: se forma luego de completar la formación radicular, es la aposición continua pero lenta de dentina. No es uniforme: hay mayor deposición en el techo y en el piso de la cámara pulpar de los molares, lo que origina una reducción del tamaño y modificación de la forma de la cámara, a esto se le llama "recesión de la pulpa"
- 3) Dentina terciaria o reparativa: se produce como reacción a los estímulos nocivos como caries o tallado cavitario. Es producida solo por los odontoblastos afectados por el estímulo.
- 4) Dentina esclerótica: es la dentina que oblitera los túbulos dentinarios generada para reducir el pasaje de microorganismos hacia y desde la pulpa.

AGENTES DE AGRESIÓN PULPAR

Durante todo el proceso restaurador intentamos conservar la vitalidad del órgano dentino-pulpar. Sin embargo, algunos procedimientos y materiales pueden transformarse en agentes de agresión pulpar que pueden atentar contra su integridad. De acuerdo a la etapa del proceso restaurador en el que se presenten, tenemos agentes que actúan a) durante el tallado cavitario, b) durante la toilette y por último c) aquellos que actúan una vez colocados en boca (cuando entra en función el diente rehabilitado).

También es importante clasificarlos según su etiología en: químicos, biológicos, físicos (mecánicos, térmicos y eléctricos) e iatrogénicos. Cabe mencionar, que previo al proceso rehabilitador debemos enfocarnos en la caries dental, como primer agente de agresión pulpar.

CLASIFICACION DE LOS AGENTES DE AGRESIÓN PULPAR

A modo didáctico, podemos clasificar a los agentes de agresión pulpar según dos criterios:

1) Según el momento operatorio:

- a) Durante el tallado cavitario se genera calor friccional y para minimizar la irritación generada por esta maniobra se debe usar refrigeración, fresas nuevas e intermitencia.
- b) Durante la toilette cavitario evitar la deshidratación de la dentina por el secado excesivo de la misma, la aplicación de alcohol u otros antisépticos.
- c) En diversas etapas del proceso restaurador como por ejemplo utilización de ácidos para el acondicionamiento de los tejidos duros.

2) Según la etiología:

a) Químicas: Por ejemplo deshidratación al secar, y otras vinculadas al pH del material utilizado.

b) Físico - Térmicas: en relación a la conductividad térmica del material restaurador o la exotermia de fraguado de algunos materiales. También tenemos que tener la precaución de no generar calor durante el pulido de la restauración.

c) Físico - Eléctricos: las corrientes galvánicas se producen cuando coexisten en boca dos aleaciones metálicas diferentes actuando la saliva como medio electrolítico o electrolito.

d) Físico - Mecánicas: presión del aire durante el secado, causas asociadas al trauma oclusal (contactos prematuros) y a hábitos parafuncionales (bruxismo).

e) Biológicas: los microorganismos y sus toxinas pueden llegar a la pulpa si no hay un correcto sellado marginal, esto se conoce con el nombre de microfiltración. La misma puede tener distintos orígenes:

- i. Cambios dimensionales durante el fraguado del material restaurador.
- ii. Diferencias entre los C.E.T del diente y el material restaurador.
- iii. Fracazos en la estrategia adhesiva.

PROTECTORES PULPARES

Una restauración dental que cubra la dentina expuesta puede proteger la pulpa dentaria ya que actúa como una barrera aislante respecto al medio bucal. Esta protección involucra dos aspectos interesantes:

a) la capacidad de generar una protección físico-química al aislar al órgano dentino-pulpar de estímulos térmicos y eléctricos además de evitar que sustancias químicas o toxinas microbianas puedan difundir hacia la pulpa

b) preservar la integridad mecánica del remanente dentario.

Desde el punto de vista de la protección dentino-pulpar las restauraciones deben lograr: sellar los márgenes impidiendo la filtración marginal, eliminar los microorganismos remanentes e impermeabilizar la dentina (sellar la entrada de los conductillos dentinarios para evitar la difusión de cualquier elemento nocivo para la salud pulpar).

La mejor protección para la pulpa dentaria es la dentina, pero muchas veces la profundidad de la cavidad determina que el espesor de la misma sea inferior a 2mm. Cuando el espesor de la dentina no alcanza los 2mm, resulta imprescindible la utilización de un protector pulpar.

REQUISITOS DE UN PROTECTOR PULPAR

- 1) Biocompatible, Biofuncional, Bioactivo
- 2) Estable dimensionalmente
- 3) Insoluble
- 4) Base Universal
- 5) Aislante térmico y eléctrico
- 6) Adhesión a los tejidos dentarios
- 7) Buenas propiedades Mecánicas
- 8) Radiopacos
- 9) Liberación de flúor
- 10) Dentinogénicas
- 11) Fácil manipulación

CLASIFICACIÓN DE LOS PROTECTORES PULPARES (PP.PP) SEGÚN SU MECANISMO DE ENDURECIMIENTO

- 1) PP.PP que endurecen por *Evaporación del solvente* (líquidos)**
 - a- Barnices: (*Fuera de uso como protectores*)
 - b- Forros cavitario (liners) (Suspensiones de Hidróxido de Calcio)

- 2) PP.PP que endurecen por la *Formación de sales y/o quelatos***
 - a- Cementos con base de compuestos quelado-órgano-metálicos (salicilato de calcio, diferentes tipos de ZOE)
 - b- Cementos con base de ácido fosfórico (fosfato de zinc) (*Fuera de uso como protector pulpar*)
 - c- Cementos con base de ácido polialquenoico (policarboxilato de zinc (*Fuera de uso*) y ionómero de vidrio tipo III)
 - d- Cementos con base de silicatos de calcio: (MTA®, Biodentine®)

- 3) PP.PP que endurecen por una reacción de *Polimerización***
 - a- Resinas con base de dimetacrilatos (con relleno de hidróxido de calcio)
 - b- Silicatos de calcio modificados con resinas (Theracal®)

- 4) PP.PP que presentan un mecanismo de endurecimiento *Combinado* (Formación de sales y/o quelatos y polimerización)**
 - a- Ionómero de vidrio híbrido
 - b- Salicilato de calcio-resina

1) PP.PP QUE ENDURECEN POR EVAPORACION DE UN SOLVENTE

- a- **Barnices:** Consisten en resinas naturales o sintéticas disueltas en solventes orgánicos como el éter o cloroformo. Actualmente están en desuso.
- b- **Forros Cavitarios (recubrimientos o liners):** Actualmente este grupo se encuentra representado por el Hidróxido de calcio.

Hidróxido de calcio

El hidróxido de calcio (puro) es un polvo blanco que se obtiene por calcinación del carbonato de calcio y su transformación en óxido de calcio. Además este polvo granular, amorfo y fino posee marcadas propiedades básicas, su pH es muy alcalino, aproximadamente 12.4. Su disociación iónica en iones calcio e iones hidroxilo explica su acción sobre los tejidos, posee valiosas cualidades desde el punto de vista biológico, antimicrobiano y mineralizador.

Presentación Comercial:



Presentación comercial del Hidróxido de Calcio puro de las firmas Pharmadent y Densell ®

Mecanismo Acción:

Su alcalinidad (pH 12,6) genera una necrosis superficial sobre el área con la que entra en contacto, induciendo una migración y diferenciación de las células mesenquimáticas a células odontoblásticas, permitiendo la formación de un nuevo puente dentinario. El efecto del hidróxido de calcio se debe a su alcalinidad y potencial odontogénico y no a la liberación de calcio como podría suponerse. Es degradable por lo que es imperativa la necesidad de sustitución en ciertas situaciones clínicas.

Propiedades:

Los valores de las propiedades mecánicas finales son reducidos, siendo el módulo elástico de apenas 300 MPa. Por este motivo se lo utiliza como linner en espesores reducidos para su acción terapéutica y no como relleno que mejore mecánicamente la situación del diente con lesión.

Actúa variando el pH del medio interfiriendo en el crecimiento bacteriano.

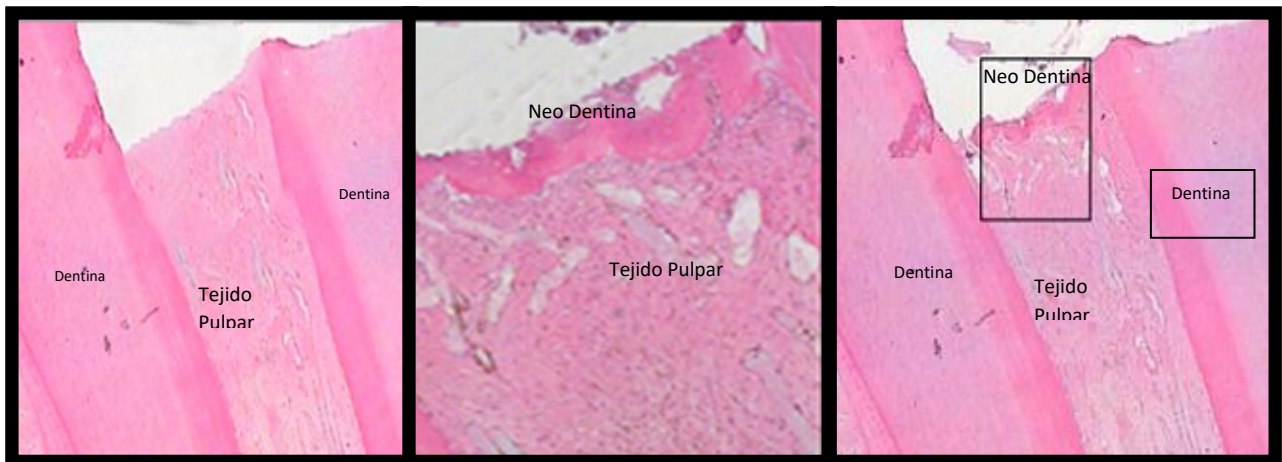
Acción antiinflamatoria por su poder higroscópico y neutralización de productos ácidos.

Permite la diferenciación de odontoblastos y la formación de dentina terciaria.

Se debe destacar que el hidróxido de calcio puro en un vehículo acuoso se disocia liberando más rápidamente los grupos hidroxilo por lo que se logra un pH más alcalino y una acción antimicrobiana más fuerte para estas bacterias viables que quedan en la dentina infectada (hay dos tipos de dentina una infectada que debe ser eliminada y una afectada que puede ser remineralizable).

Se coloca de forma puntual en el cono de conducción (zona de exposición o zona más profunda, ya que la remineralización se da desde el interior, el calcio viene de los capilares pulpares sanguíneos y pasa a través de los túbulos dentinarios por medio del fluido dentinario).

El estímulo del hidróxido de calcio ayuda a que biomoléculas que hay en la dentina se liberen como fibronectina y factor de crecimiento enviando mensajes a los odontoblastos para que se activen enzimas como la fosfatasa alcalina liberando fosfato que se une al calcio aportado por el fluido dentinario y así se forma el nuevo tejido calcificado.



Conclusión: genera una barrera mecánica débil, sella el sistema de conductos, tiene buena difusión, fácil manipulación, sencilla aplicación, bajo costo, amplio mercado mundial.

Actúa como antiinflamatorio, antimicrobiano, remineralizante, promotor de apexificación, antireabsortivo, forma parte de selladores de conducto para mantener acción antiséptica y reparadora.

2) PP.PP QUE FRAGUAN POR FORMACION DE SALES Y/O QUELATOS

Su reacción de fraguado en la mayoría de los casos, se da por una reacción ácido-base. Presentan como característica principal el ser producto de mezcla polvo-líquido o pasta-pasta.

- a) Cementos basados en compuestos quelado-órgano metálicos.

Protectores pulpaes Bioactivos

Los materiales que utilizamos en la clínica para el tratamiento de lesiones profundas se han mantenido sin grandes variaciones durante muchos años; aunque últimamente han aparecido una serie de productos con propiedades que los diferencian de los materiales convencionales, interactuando con los tejidos dentarios o modificando el proceso de desmineralización-remineralización.

Estos nuevos materiales se conocen como "bioactivos", y se pueden dividir en dos grandes grupos

- a) materiales remineralizantes
- b) materiales antibacteriales

La bioactividad en los productos remineralizantes, se logra a través del aporte de fosfatos de Ca, silicatos de Ca y F. favorecidos por un pH alcalino.

El primer producto aparece en el mercado en el año 1993, comercializándose con el nombre de MTA, derivado del cemento Portland utilizado para sellar las comunicaciones entre el sistema de conductos radiculares y los tejidos periradiculares (perforaciones radiculares). En respuesta a sus propiedades de biocompatibilidad y bioactividad de este primer material, surgieron en el mercado productos similares al MTA, como MTA Ángelus, TeachBiosealer, ProRoot MTA.

En la actualidad el MTA es considerado un sellador muy eficaz al momento de realizar una apexificación por sus propiedades fisicoquímicas: por ser hidrofílico, capaz de tolerar la humedad y endurecer en presencia de fluidos biológicos (saliva, sangre, fluido dentinario, plasma), la hidratación del polvo genera un gel coloidal que forma una estructura rígida. No es tóxico y es capaz de liberar calcio e iones hidroxilo en los fluidos circundantes.

Si bien surgen como materiales de uso en tratamientos endodónticos, actualmente, también incluyen aplicaciones propias de la odontología restauradora, entre las que podemos encontrar al recubrimiento pulpar directo.

1) Salicilato de calcio

Presentación comercial: en forma de dos pastas (base y reactiva)



Presentación comercial del hidróxido de calcio fraguable "Dycal" de la firma Dentsply

Composición:

Pasta base:

- Tungstanato de calcio (brinda radiopacidad)
- Fosfato de calcio, óxido de zinc
- Glicol salicilato (para lograr la pasta)

Pasta reactiva:

- Hidróxido de calcio
- Óxido de zinc
- Estearato de zinc
- Etil tolueno- sulfonamida (vehículo para formar la pasta).

Manipulación: se extienden cantidades iguales de ambas pastas sobre un papel encerado y se espátula hasta conseguir un color uniforme en el menor tiempo posible.

Reacción de fraguado: es del tipo ácido-base con la formación de un compuesto quelato-órgano-metálico que es un disalicilato de calcio amorfo.

Propiedades:

- Biocompatibilidad: tiene un pH básico, lo que favorece la neutralización de compuestos ácidos, ejerce una gran acción antibacteriana.
- Pobre resistencia compresiva. Entre 9,8 y 26,8 MPa a las 24 hs.
- Son buenos aislantes térmicos, químicos (por su pH) y eléctricos
- No se utilizan en espesores superiores a 0,5 mm
- Son compatibles con las resinas
- Dentinogénico: El exceso de hidróxido de calcio libre estimula la formación de dentina secundaria cerca de la pulpa y tiene actividad antibacteriana.

Contrariamente, las formulaciones con pH más bajo, como estos materiales de Ca (OH)₂, prácticamente no presentan la capa de necrosis por coagulación y la pérdida de tejido es apenas aquella que corresponde a la formación de barrera mineralizada. Al mismo tiempo, constituyen una protección con mayor resistencia mecánica, mayor aislamiento térmico, eléctrico y con menor solubilidad. Aun así, la formación de barrera mineralizada es más lenta.

Por otro lado, debido al edema por la inflamación resultante del trauma de exposición, la presión del exudado pulpar puede causar la dislocación del material, perjudicando el sellado del piso cavitario y teniendo como consecuencias la inflamación crónica de la pulpa o la formación de una barrera defectuosa.

2) MTA:

El Agregado de Trióxido Mineral (MTA) se introdujo por primera vez por Torabinejad en 1993 como un material de relleno del extremo radicular.

Es un material bioactivo, induce la formación de tejido duro y biocompatible. Su composición química es similar a la del cemento Portland.

Presentación Comercial:



Presentación comercial de las firmas Dentsply y Angelus

Composición:

Polvo:

- Silicato tricálcico
- Aluminio tricálcico
- Óxido tricálcico
- Óxido de Silicato
- En menor cantidad presenta: óxido de bismuto y otros minerales

El primer material desarrollado se conoció como MTA gris, y luego fue desarrollado el MTA blanco. Ambos difieren básicamente en la ausencia de partículas de acero y por la disminución de la cantidad de algunos óxidos como Al_2O_3 y FeO .

Usos:

- Recubrimientos pulpares directos e indirectos.
- Pulpotomías.
- Perforaciones radiculares y en la región de la furca.

Conforme son reportados en la literatura, tanto estudios in vitro como in vivo, el MTA demostró ser un material indicado para tales situaciones ya que presenta una capacidad excelente de sellado pulpar y biocompatibilidad para prevenir toxicidad e irritabilidad a los tejidos, así como para generar la inducción y proliferación celular, regeneración del cemento y formación de puente dentinario.

Aunque la utilización del MTA tiene como desventajas su difícil manipulación y su largo tiempo de fraguado, presenta un cierto número de ventajas, entre las cuales hallamos:

- 1- Es el menos tóxico de los materiales de obturación.
- 2- Tiene una excelente biocompatibilidad.
- 3- Es hidrófilo.
- 4- Es radiopaco.

Propiedades:

- Material Biocompatible.
- Formación de dentina reparativa.
- pH básico 12,5.
- Tiempo de fraguado: 4h.
- Resistencia compresiva: 70 MPa.
- Radiopaco.
- Baja solubilidad.
- Estimula citoquinas que promueven la formación de tej. mineralizado.

Reacción:

Al añadirse agua el cemento se hidrata y forma un gel de silicato cálcico hidratado que fragua en presencia de humedad y solidifica en una estructura rígida en menos de cuatro horas.

3) El silicato tricálcico purificado

Es un nuevo material de protección pulpar, presentado en el mercado en 2011, con el nombre de Biodentine® (Septodont, Saint Maur des Fosses, France).

Este cemento controla la pureza del silicato de calcio (MTA), eliminando el aluminio y otras impurezas. Dicho cemento mejora las propiedades físico-mecánicas y aumenta la velocidad de fraguado.

Estos cementos basados en silicato de calcio son reconocidos por su biocompatibilidad, además de ser inductores de tejidos mineralizados, pero carecen de propiedades mecánicas y son difíciles de manipular.

Presentación comercial:

Cápsula que contiene el polvo, y una ampolla que contiene el líquido, se trata de presentación unidosis.



Presentación comercial del producto "Biodentine" de la firma Septodont

Composición:

Polvo:

- Silicato tricálcico
- Carbonato de calcio
- Dióxido de zirconio

Líquido:

- Cloruro de calcio di hidratado
- Polímero hidrosoluble

Propiedades:

Buenos valores de dureza, baja solubilidad y fuerte sellado. Supera las principales desventajas del hidróxido de calcio como; falta de unión a la dentina y resina, solubilidad y la microfiltración.

Comparado con el MTA, el silicato tricálcico purificado es suficientemente estable, por eso puede utilizarse como base, recubrimiento pulpar indirectos y como obturación temporaria.

Manipulación: Se debe verter el contenido líquido de la ampolla dentro de la cápsula, y una vez cerrada la cápsula se coloca en un equipo de mezcla mecánica.

Una vez mezclado, se lleva el material a la cavidad con instrumentos adecuados y se condensa, ejerciendo ligera presión, posteriormente se ajusta la oclusión y se le puede dar anatomía primaria.

Reacción de fraguado

La hidratación del silicato tricálcico permite la formación de un gel de silicato de calcio hidratado (SCH) e hidróxido de calcio. Esto se logra por la disolución del silicato tricálcico y la precipitación de silicato de calcio hidratado. La cristalización del gel SCH sucede a través de una continua hidratación formándose también cristales de carbonato de calcio (CaCO_3) en estos espacios. Estos cristales lentamente van llenando los espacios en un periodo de dos semanas aproximadamente.

4) Silicato de calcio modificado con resina (SCMR)

Llega al mercado con el fin de mejorar las pobres propiedades físico-mecánicas y alta solubilidad del hidróxido de calcio.

Dentro de este grupo de materiales encontramos al TheraCal LC de la firma Bisco Inc.

Presentación comercial: en una sola jeringa, no requiere mezcla. Contiene una pasta fotopolimerizable.



Presentación comercial del "TheraCal LC" de la firma Bisco

Usos: Los silicatos modificados con resina (SCMR) están indicados para el recubrimiento pulpar directo e indirecto, así como linner para restauraciones de resinas.

Composición:

- 42% partículas de silicato de tricálcico (cemento Portland tipo III)
- 5% estroncio
- 5% sílice pirogénica
- 43% de monómeros hidrófobos como el di metacrilato de uretano (UDMA), bis fenol A-Glycidil metacrilato (BisGMA), Trietilenglicol di metacrilato (TEGDMA)
- 5% Monómeros Hidrofílico como el Hidroxietil metacrilato (HEMA) y polietilenglicol di metacrilato (PEGDMA).

Gracias a estos componentes, en especial al silicato tricálcico, se logra estimular la formación de un puente de dentina secundaria y de hidroxiapatita.

Los materiales que contienen calcio generan un aumento en la biodisponibilidad del mismo, esto estimula de diferentes maneras para la formación del puente dentinario. El calcio estimula a las células involucradas en la formación de tejidos mineralizados, promueve la diferenciación de los fibroblastos en odontoblastos, ayudando a que aumente la actividad de la enzima pirofosfatasa que es de gran importancia para la mineralización de la dentina. El calcio además actúa conjuntamente con el fosfato presente en la sangre, fluido dentinario y plasma, para promover la precipitación de hidroxiapatita y finalmente la formación de un puente dentinario.

Propiedades:

- Baja solubilidad debido al contenido de resinas.
- Elevada dureza
- Adhesión a dentina y a resina
- Radiopacidad
- Fotopolimerizable hasta un espesor de 1.7mm

U.T. 3.- Materiales de restauración temporaria

Contenido:

- Introducción
- Clasificación
- Obturadores temporarios
 - o Requisitos
 - ZOE y ZOE mejorados
 - Cementos basados en sulfato de calcio
 - o Presentación comercial
 - o Composición
 - o Reacción de fraguado
 - o Manipulación
 - o Propiedades
- Provisorios (en block)
 - o Requisitos
 - o Clasificación
 - o Resinas Acrílicas
 - o Resinas Bis acrílicas
- Cementos Provisorios
 - o Requisitos
 - o Clasificación
 - o Composición

Bibliografía:

- Materiales dentales directos. Alessandra Reis- Alessandro D. Loguercio.
- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición Phillips.
- “Capacidad de sellado marginal de los cementos provisionales irm®, cavit® y vidrio ionomérico, en dientes tratados endodónticamente (revisión de la literatura)”. Camejo M. Acta odontológica venezolana.

Introducción

Los materiales de restauración provisoria son aquellos materiales que se colocan en la preparación dentaria de manera temporaria para posteriormente colocar una restauración definitiva.

Pueden ser colocados en forma directa como obturación (para lo que se utilizan materiales plásticos) o de forma indirecta como bloque cementado temporariamente.

La duración de estos materiales en boca es relativamente breve, ya que su función es devolver anatomía, función, estética y asegurar el sellado de la preparación cavitaria durante un período breve, mientras se confecciona la restauración definitiva.

Clasificación:

Los materiales de restauración provisoria pueden dividirse en 3 categorías:

- I) Obturadores temporarios
- II) Provisorios (en block)
- III) Cementos para provisorios

I) Obturadores Temporarios

Son materiales utilizados para obturar provisionalmente una cavidad entre sesión y sesión durante el tratamiento restaurador y/o endodóntico. Finalmente el material será removido y reemplazado por un material de restauración definitiva.

Los requisitos para estos materiales son:

- Buen sellado de la interface diente-restauración evitando la filtración marginal.
- Aislación térmica y eléctrica
- Sedante pulpar
- Biocompatible
- Compatibilidad química con los materiales de restauración
- Retención
- Fácil de manipular
- Fácil remoción
- Estética
- Bajo costo

Según su composición, los podemos clasificar en:

- A- Basados en óxido de zinc y eugenol
- B- Basados en óxido de zinc con sulfato de calcio
- C- Basados en resinas

A- Basados en óxido de Zinc-Eugenol

1) Cemento eugenolato de zinc (ZOE)

Son compuestos quelado-órgano-metálicos, es decir que involucran en su reacción de fraguado la formación de compuestos entre iones metálicos de zinc o calcio con componentes aromáticos orto-di-sustituídos (reacción quelática).

a- Presentación comercial:



Presentación comercial (polvo y líquido) del eugenolato de zinc de la firma Pharmadent.

b- Composición:

POLVO:

- Óxido de zinc 69% (componente principal)
- Óxido de magnesio
- Resina colofonia blanca 28-29% (disminuye la fragilidad, se agrega como relleno, acelera la reacción de fraguado y brinda una mezcla cohesiva y homogénea)
- Sales de zinc (acelerador) 1-5%
- Acetato de zinc: mejora la resistencia compresiva
- Estearato de zinc: plastificante
- Propionato de zinc: acelerador

LIQUIDO:

- Eugenol o aceite de clavo 85%
- Aceite de oliva o de semillas de algodón 15% (disminuye el sabor irritante y modifica la viscosidad del eugenol)
- Aceleradores

c- Reacción de fraguado: implica la quelación de dos moléculas de eugenol con un ion de zinc para formar eugenolato de zinc. El OH fenólico del eugenol actúa como ácido débil y se produce una reacción ácido base con el óxido de zinc para formar la sal de eugenolato de zinc más agua. Las uniones iónicas de la sal se forman entre el zinc y los oxígenos fenólicos de cada molécula de eugenol.

La reacción de fraguado, como es de naturaleza iónica, requiere un medio ionizante como el agua para que se produzca. Para que tenga lugar la reacción, es necesario que haya una pequeña cantidad de agua y como ésta a su vez es un subproducto de la reacción, una vez comenzada la reacción es autocatalítica.

Cuando polvo y líquido entran en contacto, las partículas absorben eugenol y en la capa superficial es donde se produce la reacción, el producto final es eugenolato de zinc amorfo que aglutina las partículas sin reaccionar (la parte central de las partículas originales) y cierta cantidad de eugenol libre.

d- Manipulación: la resistencia máxima se logra con una relación de 3 o 4 a 1 P/L. El espatulado comienza agregando el mayor incremento de polvo al líquido y luego se van agregando pequeños incrementos hasta llegar a la consistencia deseada. Es difícil llegar a la consistencia masillosa porque durante el espatulado se libera agua y una vez alcanzada la consistencia la masa pierde viscosidad. El espatulado puede hacerse sobre una loseta de vidrio con una espátula doble activa, rígida, de acero inoxidable porque el cemento debe ser intensamente amasado.

A mayor relación P/L mayor viscosidad, mejores propiedades mecánicas, menor solubilidad y menor tiempo de fraguado.

e- Usos: obturación temporaria (fácil obturación y remoción en consistencia masillosa) y sellador de conductos radiculares en endodoncia (consistencia intermedia). Otros usos para los que actualmente ya no se utilizan son: base cavitaria de protección pulpar y cementado temporario de restauraciones, ya en desuso (consistencia filamentososa).

f- Propiedades:

- El tiempo de trabajo es de 2 minutos
- Tiempo de fraguado 20 minutos
- Resistencia compresiva y traccional baja
- Son solubles en medio bucal.
- Aislante térmico, eléctrico y químico
- pH es neutro.
- El Eugenol es irritante en contacto directo con tejidos blandos
- Es obtundente y sedante pulpar aplicado indirectamente.

- Compatibilidad química: son incompatibles con las resinas (porque el eugenol libre inhibe la polimerización de las mismas) y con el Cemento Ionómero de Vidrio por la acción plastificante del eugenol.

g- Ventajas: Sedante pulpar, obtundente. Buena capacidad de sellado marginal, Fácil manipulación

h- Desventajas: Pobres propiedades mecánicas y elevada solubilidad.

2) Cemento ZOE mejorado IRM

a- Presentación comercial: En forma de polvo y líquido

b- Composición:

POLVO:

- Óxido de zinc 70-80%
- Resinas naturales (Colofonia blanca, polimetacrilato de metilo)
- Acetato de zinc (acelerador)

LÍQUIDO:

- Eugenol 85%
- Resinas disueltas 10% (polimetacrilato de metilo y poliestireno)
- Ácido acético (acelerador)

El agregado de resinas da cohesividad a la mezcla, facilita el espatulado y la inserción, disminuye el espesor de la película y disminuye la fragilidad.

c- Reacción de fraguado: las resinas no reaccionan, funcionan como rellenos y el resultado es una matriz de eugenolato de zinc reforzada con partículas de resina.

e- Propiedades:

- Tiempo de fraguado de 7-9 minutos
- Tiempo de trabajo menor a el ZOE
- Resistencia compresiva y traccional mayor que los ZOE
- Solubilidad menos soluble que el ZOE
- PH neutro
- Biocompatibilidad es sedante y obtundente

f- Usos:

Obturación provisoria 6 meses (masillosa), Cementado provisorio (filamentosa), Base cavitaria (masillosa).

g- Ventajas: mínimos efectos biológicos, buen sellado marginal, menor tiempo de fraguado que el ZOE convencional.

h- Desventajas: inestabilidad hidrolítica y no es una base universal.

i- Manipulación: se requiere mayor cantidad de polvo que el ZOE, pero la técnica es igual.

3) Cemento ZOE EBA

a- Presentación comercial: en forma de polvo y líquido

b- Composición:

POLVO:

- Óxido de zinc 60-75%
- Alúmina o cuarzo 20-35% (relleno inerte para reforzar)
- Resina hidrogenada o polimetacrilato de metilo 5-6% (refuerza y disminuye la fragilidad del cemento fraguado)

LÍQUIDO:

- Eugenol 38%
- Ácido etoxi-benzoico 62% (formación de matriz cristalina resistente)

c- Propiedades:

- Tiempo de fraguado entre 7-13 minutos
- Espesor de película 40-70 micras
- Resistencia compresiva mayor que el ZOE y que IRM
- Solubilidad en agua menor que el ZOE por el menor nivel de eugenol libre.
- Biocompatibilidad similar al ZOE
- Conductividad buenos aislantes térmicos y eléctricos
- Color gris oscuro

d- Usos:

- Obturación temporaria (masillosa)
- Cementado Provisorio (filamentosa).

B- Basados en óxido de zinc con sulfato de calcio

- a- Presentación comercial: Estos materiales vienen presentados en una sola pasta y endurecen en contacto con la humedad proporcionada por la saliva del paciente.



- b- Composición: Es un premezclado no-eugenólico que contiene:

- Óxido de zinc 41%
- Sulfato de calcio 28%
- Sulfato de zinc 13%
- Excipientes (aglutinantes)

- c- Reacción de fraguado:

La reacción de fraguado es una cristalización del sulfato de calcio hemihidratado a dihidratado, similar al fraguado del yeso. Para esta hidratación es necesaria la presencia de agua, la cual es proporcionada por la saliva del paciente. El endurecimiento demora unos 20 a 30 minutos.

- d- Manipulación: Debe insertarse en la cavidad de forma incremental, condensando de forma vertical y lateralmente para la adaptación a las paredes de la cavidad, seguido de una condensación firme y vertical con una torunda de algodón humedecida en agua.

- e- Propiedades

- Biocompatibilidad: Esta reacción puede generar sensibilidad posoperatoria si es colocado en dientes vitales y en cavidades secas. Se recomienda humedecer la cavidad antes de su inserción. Esta sensibilidad se debe al desplazamiento de líquido dentro de los túbulos dentinarios
- Sellado y adaptación: son higroscópicos por lo que poseen una alta expansión lineal resultado de la absorción de agua durante su endurecimiento. Esta expansión mejora el contacto entre el material y las paredes dentarias lo cual podría mejorar el sellado
- Elevada solubilidad
- Pobres propiedades mecánicas
- Estabilidad dimensional: el material sufre una expansión durante su endurecimiento

C- Basados en resinas

a- Presentación comercial: jeringa fotopolimerizable

b- Composición:

- Resinas de dimetacrilato de uretano o metilo
- Rellenos (poliéster, dióxido de silicio y óxido de bario)
- Fotoactivador

c- Reacción de fraguado: Polimerización

d- Propiedades:

- Fácil colocación y retiro, no dejan residuos
- Semiflexibles
- Baja resistencia a la abrasión
- Duración limitada
- Biocompatibilidad: su comportamiento elástico puede generar cierta sensibilidad durante la masticación.

II) Provisorios (en block)

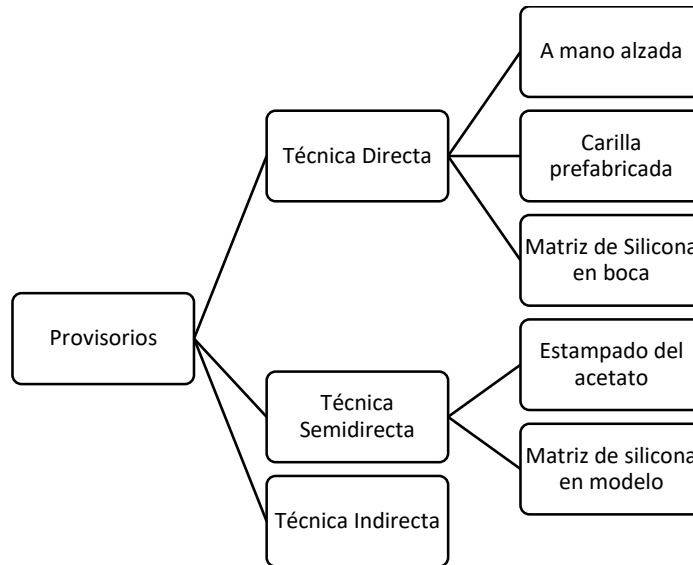
El provisorio es una restauración temporaria indirecta confeccionada con *materiales poliméricos*, indicado en situaciones donde la restauración definitiva será confeccionada en el laboratorio dental por el método indirecto.

Una vez confeccionada esta restauración debe ser cementada con *cementos temporales* para su fácil remoción.

Las restauraciones provisorias cementadas deben cumplir con los siguientes requisitos:

- Estética
- Resistencia mecánica
- Restituir la función masticatoria
- Permitir la higiene
- Protección biológica de la preparación cavitaria
- Sellado marginal
- Diagnóstico del tratamiento protésico definitivo

Clasificación de los provisorios según su técnica de elaboración:



Los provisorios pueden ser confeccionados con:

A- Resinas Acrílicas de auto, termo o fotocurado (Ver. Libretón MMDD1).

B- Resinas Bis acrílicas

A- Resinas Acrílicas

Generalmente los provisorios se confeccionan con resinas acrílicas de autocurado. Aunque éstas poseen las mismas características generales que las resinas acrílicas convencionales ya tratadas en el módulo 1. Existen resinas acrílicas específicas para la confección de provisorios. Estas resinas se caracterizan por:

- Contracción de polimerización disminuida
- Alta resistencia mecánica
- Excelente pulido
- Tiempo de trabajo 4 a 6 minutos

B- Resinas Bis acrílicas

a- Presentación comercial: En dos pastas, normalmente acompañados de dispositivos de auto mezclado también para mezcla manual.

b- Composición: Materiales "libres de metil-metacrilato", formulados con resinas de Bis-GMA, Dimetacrilato de Uretano (UDMA) y rellenos.

c- Reacción de fraguado: Polimerización autocurado.

d- Propiedades:

- Fácil manipulación: pistolas de automezcla
- Alta resistencia mecánica: 123MPa contra 98MPa de las resinas acrílicas
- Adaptación marginal: menor contracción de polimerización que las resinas acrílicas, esto asegura su ajuste marginal
- Baja exotermia de fraguado
- Mayor estabilidad cromática
- Alta estética y buen pulido
- Se pueden reparar con resinas compuestas

III) Cementos para provisorios

Durante el tratamiento restaurador en caso de realizar restauraciones provisorias en block, las mismas deben ser cementadas con agentes de cementado provisionales que aseguren su retención pero que sean de fácil remoción.

Requisitos:

- Biocompatible (no irritante)
- Buena retención
- Insoluble en el medio oral
- Espesor de película delgado
- Fácil aplicación y remoción
- No inhibir la polimerización (No Eugenol)
- Fácil eliminación de los excesos
- Buen sellado de la interfase diente-restauración

Clasificación según su composición:

- A-** Cementos con Eugenol
- B-** Cementos sin Eugenol
- C-** Cementos de resina

A- Cementos con Eugenol

Estos cementos se presentan comercialmente en forma de dos pastas.

Su composición es similar a los cementos de eugenolato de zinc y a los cinquenólicos.

Las ventajas de su uso radican en la reducción de la sensibilidad posoperatoria (efecto sedante del Eugenol), antibacterial y sellado marginal efectivo.

Sus desventajas son el efecto negativo del eugenol en los cementados adhesivos poliméricos y su alta solubilidad.

B- Cementos sin Eugenol

Surgen para evitar los problemas de los cementos con eugenol, donde éste es sustituido por ácido carbólico. El ácido carbólico es una variedad del ácido etoxibenzoico (EBA) y pueden incorporar en su composición agentes bactericidas y otros medicamentos. Estos cementos se presentan comercialmente en forma de dos pastas.

Propiedades:

- Buena resistencia compresiva
- Buen sellado marginal
- Ligeramente antiséptico
- Solubilidad en medio bucal
- Aislante térmico
- No tiene efecto sedante

C- Cementos de Resina

Presentados comercialmente en dos jeringas para su mezcla, dispositivos de automezcla o jeringas uni-dosis. Su endurecimiento puede ser autocurado o dual (auto y fotocurado)

Ventajas: Mayor resistencia y retención, mejor estética (sobre todo en sector anterior), excelente retención.

Desventajas: Difícil remoción de los excesos, y difícil de remover el provisorio cementado.

U.T. 4. - Adhesión a los sustratos dentarios

Contenido:

- Generalidades de adhesión
- Clasificación
- Factores que condicionan la adhesión
 - o Humectancia
 - o Rugosidad superficial
 - o Viscosidad
- Adhesión a los sustratos dentinarios
- Sistemas Adhesivos
 - o Concepto de integración e hibridación
 - o Clasificación
 - o Composición
- Degradación de la capa híbrida
- Adhesivos Universales
- Conclusiones

Bibliografía:

- Adhesión en odontología restauradora. Gilberto Henostroza.
- Materiales dentales directos. Alessandra Reis- Alessandro D. Loguercio.
- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición Phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- Cunningham.
- Araujo, J. F; Lago, A. D. N.; Lima, D. M. degradación de la unión resina-dentina: ¿por qué sucede y qué estrategias proponen para evitarla?. Acta odontológica venezolana volumen 53, no. 3, año 2015.
- Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? compend contin educ dent. 2015 jan; 36(1):15-26; quiz 28, 40.
- Perdigão, J. and Swift, E. J. (2015), universal adhesives. J. Esthet Restor Dent, 27: 331-334.

GENERALIDADES DE ADHESIÓN

A lo largo de muchas décadas la Odontología se valió de la remoción de dentina sana como único procedimiento para poder mantener las restauraciones dentarias en posición a lo largo del tiempo (tallado de áreas retentivas).

La Odontología adhesiva, en virtud de sus mecanismos de acción, modificó significativamente la extensión de las preparaciones cavitarias, que se tornaron más *conservadoras*.

La adhesión en odontología restauradora, significa unir a un sustrato sólido (las estructuras dentales) el biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión en la interfaz diente/restauración, es decir, entre sus superficies o caras en contacto, donde se deben producir fuerzas que las mantengan fijas de forma permanente.

En sentido amplio podemos establecer que los fenómenos adhesivos pueden ser de naturaleza física o química. Se abren entonces 2 grandes grupos de biomateriales que referencian cada uno de ellos:

- Materiales poliméricos que son capaces de adherirse a los sustratos dentarios por traba micromecánica (resinas compuestas).
- Materiales cerámicos donde los ionómeros vítreos constituyen actualmente el material de referencia, que tienen la capacidad de adherirse químicamente al diente (adhesión específica / enlace iónico).

Tipos de Adhesión:

- **Adhesión mecánica**
 - a) Macromecánica
 - b) Micromecánica
- **Adhesión química** (también denominada "específica")

Factores que condicionan la adhesión:

Los factores considerados fundamentales para el establecimiento de un íntimo contacto entre adhesivo y sustrato (estructura dental) son:

• **HUMECTANCIA:** es la capacidad que tiene una sustancia de cubrir un sustrato por completo, sin incorporar burbujas de aire entre ellos.

Los factores que influyen en ésta son: tensión superficial, energía superficial y ángulo de contacto.

En un sólido o líquido ideal, cada molécula de su interior, está completamente rodeada por moléculas vecinas y en equilibrio, y es atraída hacia otras moléculas en todas direcciones del espacio. Sin embargo, cerca de la superficie existe un desequilibrio de las fuerzas intermoleculares, quedando una atracción neta hacia el

interior. Esta fuerza hacia el interior da lugar a una energía superficial (ES) en los sólidos o tensión superficial (TS) en los líquidos.

El ángulo formado entre la superficie de un sólido y un líquido en contacto es denominado ángulo de contacto y depende de la relación entre ES y TS. Un bajo ángulo de contacto provoca que el líquido se esparza sobre el sólido produciendo una buena humectación. Un sólido con elevada energía superficial favorecerá el esparcimiento de un adhesivo con menor tensión superficial sobre su superficie, dando lugar al fenómeno de adsorción.

La humectancia ideal ocurre cuando la energía superficial del sólido, que refleja su capacidad de establecer relaciones intermoleculares con otros compuestos, es mayor que la tensión superficial de un líquido (o sea, la imposibilidad de un líquido para interactuar con otro sustrato).

- **RUGOSIDAD SUPERFICIAL:** la rugosidad microscópica tiende a mejorar la adhesión, debido a que aumenta la superficie de contacto y crea mayor retención.

- **VISCOSIDAD DEL ADHESIVO:** es una medida de la consistencia de un fluido o de su capacidad de fluir, un líquido viscoso no tiende a mojar.

Factores que favorecen la adhesión

- Dependientes de las superficies:
 - Elevada energía superficial: La **energía superficial** se define como la suma de todas las fuerzas intermoleculares que se encuentran en la superficie de un material en estado *sólido*, es decir el grado de atracción o repulsión que la superficie de un material ejerce sobre otro. El esmalte es fácil de limpiar y secar, sin embargo, en la dentina, se encuentran dificultades para realizar ambas tareas. Resulta difícil secar debido a que si nos excedemos en esto modificaríamos el equilibrio hídrico de los túbulos, lo cual produce dolor postoperatorio y además un colapso en las fibras colágenas. Generalmente las *superficies limpias y secas presentan mayor energía superficial*.
 - Contacto íntimo: lo mejor que se adapta a un sólido es un líquido, por lo que el material restaurador o el adhesivo debe serlo. Si no hay íntimo contacto, las reacciones químicas y las trabas micromecánicas no se producirán.
 - Potencialmente receptivos a uniones químicas: el esmalte lo es a través de los radicales hidroxilos de la hidroxiapatita, y en dentina lo es a través de los mismos, además de los radicales presentes en las fibras de colágeno: carboxilos, aminos y cálcicos.
 - Contacto íntimo entre sustrato y adhesivo: para que esto suceda, es necesario la ausencia de humedad y sustancias contaminantes. Las superficies limpias poseen mayor energía superficial y absorben fácilmente los contaminantes aéreos como la humedad y el polvo, si no se eliminan, la interfase adhesiva será débil.

- Dependientes del adhesivo:

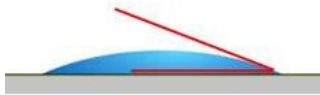
En este aspecto, es importante conocer dos conceptos: *Tensión Superficial* y *Ángulo de Contacto*.

Podemos definir la **tensión superficial** como la resistencia que presenta un *líquido* a deformarse o romperse, dicha resistencia viene definida directamente por las fuerzas intermoleculares que se encuentran en la superficie.

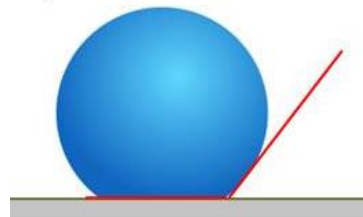
El **ángulo de contacto** se define como el ángulo que forma una gota del líquido al entrar en contacto con el sustrato, la medida y valor de dicho ángulo nos indicará el grado de mojabilidad y por lo tanto el grado de adhesión del adhesivo sobre el sustrato.

Nos podemos encontrar con diferentes situaciones:

- 1) Líquidos con baja tensión superficial: mientras menor sea esta, mejor la posibilidad de que el adhesivo humecte (moje) a los tejidos dentarios.
- 2) Líquidos con alta tensión superficial: cuanto mayor sea esta, menores posibilidades de que el adhesivo humecte a los tejidos dentarios.



Representación esquemática de un líquido con baja tensión superficial y/o un sólido con alta energía superficial, formando un ángulo de contacto menor o igual a 90 grados.



Representación esquemática de un líquido con alta tensión superficial y/o un sólido con baja energía superficial, formando un ángulo de contacto mayor o igual a 90 grados.

-Mínimos cambios dimensionales del adhesivo: la contracción es una fuerza que se opone a la adhesión, es en sentido contraria y debe ser menor a la fuerza de adhesión. Un factor que influye en esto, es la transformación de líquido a sólido (polimerización), a mayor número de monómeros mayor contracción de polimerización.

ADHESIÓN A ESMALTE Y DENTINA:

El mecanismo básico de unión al esmalte y a la dentina es esencialmente el mismo y corresponde a un proceso de sustitución de hidroxiapatita (que ha sido disuelta mediante ácidos) por los adhesivos, que subsecuentemente polimerizan y quedan micromecánicamente imbricados en las porosidades creadas.

Hoy en día, los adhesivos son materiales indispensables en casi todos los procedimientos restauradores, por ejemplo, para restauraciones directas de resina compuesta, cementaciones adhesivas de restauraciones indirectas (tanto de resina compuesta, cerámica, metales), fijaciones adhesivas de postes radiculares (de fibra de carbono, fibra de vidrio e incluso metálicos). El uso también se hizo extensivo a la ortodoncia para la adhesión de brackets y bandas.

Los sistemas adhesivos además de cumplir con la función de retención y sellado marginal también son responsables de la protección pulpar del órgano dentario y la desensibilización dentinaria.

El mayor enemigo de la adhesión micromecánica es la contracción de polimerización de las resinas que genera en la interfaz adhesiva una tensión de aproximadamente de 13MPa. (Ver capítulo de Resinas Compuestas)

a) ESMALTE

El esmalte es un paraplasma (ya que al no poseer células no es un verdadero tejido) hipermineralizado derivado del ectodermo que recubre y protege a los tejidos conectivos subyacentes integrados por la dentina y la pulpa.

El esmalte maduro está compuesto en un 96% por cristales inorgánicos de hidroxiapatita que constituyen la ultra estructura del tejido, agua en un 3% y matriz orgánica en un 1%.

Posee una estructura microcristalina, microporosa y anisótropa, acelular, avascular, no innervada, de alta mineralización y de extrema dureza, que presenta como característica fundamental su única y particular forma de reaccionar ante cualquier injuria física, química o biológica, que es con pérdida de sustancia, cuya magnitud está en relación directa con la intensidad del agente causal.

El esmalte no posee poder regenerativo siendo afectado por la desmineralización ácida (ácido láctico liberado por bacterias criogénicas de la dieta y acondicionamiento ácido), por el stress oclusal (abfracciones), por la acción de pastas dentales y sustancias abrasivas (abrasión) y por traumatismos (fracturas), pudiendo producirse en él fenómenos de remineralización.

En el esmalte mineralizado, la estructura adopta un aspecto que recuerda a un ojo de cerradura, con una cabeza ensanchada en forma de cúpula esférica orientada hacia la unión amelodentinaria, un cuello estrecho y una cola con terminación irregular. Esta unidad estructural del esmalte es denominada VARILLA O BASTÓN

ADAMANTINO. Siempre se consideró que las varillas adamantinas seguían una dirección perpendicular a la superficie externa del diente, sin embargo, la zona cervical de los dientes permanentes no siempre termina en 90° con la superficie, sino que pueden adoptar una dirección aproximadamente horizontal. Este cambio de orientación de las varillas adamantinas en los diferentes sectores del diente, hacen que el esmalte sea un sustrato adhesivo diferente según la sección o dirección de las paredes cavitarias de nuestra preparación.

Con respecto a sus propiedades físico-mecánicas, destacamos su translucidez, elevada densidad y alto módulo de elasticidad, determinando esto último un comportamiento como material rígido y frágil.

b) DENTINA

El tejido dentinario es producto de la secreción de los odontoblastos y sus procesos se encargan de proveer la función de protección a la pulpa dentaria y de brindar soporte elástico y resiliente al esmalte y cemento.

La dentina, contrariamente al esmalte, es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico, que contiene a los procesos celulares de los odontoblastos, con elevado contenido de materia orgánica y agua, con una dureza semejante al tejido óseo, capaz de transmitir los estímulos térmicos, químicos y táctiles.

La dentina normal está compuesta por una matriz orgánica, una red entrecruzada de fibras colágenas, glucosaminoglicanos, proteoglicanos y factores de crecimiento en una proporción en peso de 18%, por cristales de hidroxiapatita en un 70%, y por agua en un 12%.

Morfológicamente está constituida por túbulos o conductos que se extienden desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa.

Los túbulos tienen forma de cono invertido, de base mayor pulpar y extremo menor amelodentinario.

Presenta dos zonas bien diferenciadas, la dentina intertubular y la dentina peritubular, que varían según la profundidad y pueden ser modificadas por la edad y las injurias externas.

La dentina intertubular, está formada por fibras colágenas, glucosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteínas dentinogénicas que sostienen a los cristales de hidroxiapatita. Las fibras colágenas constituyen las fibras principales del tejido conectivo, son flexibles, elásticas y proporcionan resistencia. El colágeno dentinario corresponde al tipo I.

La dentina peritubular forma un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, caracterizándose por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia de fibras colágenas. Las características estructurales y la composición sufren importantes modificaciones con la edad, disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de minerales. De acuerdo a su localización encontramos la dentina superficial, media y profunda, variando en cuanto a la cantidad de túbulos por mm² y al diámetro de los mismos. Desde la dentina

superficial con menos cantidad de túbulos y menor diámetro de los mismos (18.000 túb. /mm², diámetro 0,9 micras) la hacen el mejor sustrato adhesivo en este sector. En tanto en la profundidad la dentina es un sustrato adhesivo más deficiente ya que el diámetro y la cantidad de túbulos presentes (66.000 a 90.000 túb. /mm² y 3,2 a 4,6 micras de diámetro) disminuyen la superficie de dentina intertubular, aumentando la cantidad de agua, con disminución del colágeno y de la hidroxiapatita, justificando la menor valía de la dentina profunda como sustrato adhesivo.

La dentina reparativa se forma por severas agresiones patológicas externas, como caries, fracturas, etc. Esta neodentina formada es de estructura irregular y con mínima cantidad de túbulos.

Adhesión a esmalte

Para lograr adhesión a esmalte se requiere una superficie activa y de alta energía superficial, humectable e imprimible.

Buonocuore en 1955 introdujo uno de los mayores avances de la odontología, mediante la aplicación previa de ácido fosfórico al 85% sobre el esmalte, creando microporosidades que aumentaban considerablemente la retención de las resinas acrílicas al tejido adamantino.

Mejores resultados se obtuvieron utilizando ácido fosfórico en concentraciones entre 32 y 37 %. Cuando el esmalte es acondicionado de esa forma se produce una reacción ácido-base que desmineraliza y produce una pérdida irreversible de tejido superficial (10um de profundidad) con formación de sales solubles de fosfato de calcio que son luego eliminadas mediante el procedimiento de lavado. Estos ácidos cambian la superficie del esmalte intacto que es de baja energía superficial por la presencia de distintos grados de impurezas, glucoproteínas y Biofilm, en un área activa, limpia, desmineralizada, de alta energía superficial.

Por lo expuesto entonces consideramos que los objetivos del acondicionamiento ácido del esmalte son: limpiar su superficie, crear microporosidades por la disolución selectiva de los cristales de hidroxiapatita y aumentar la energía libre de la superficie.

El ácido fosfórico (pH 0,6) suele presentarse en forma de gel viscoso (ya que se le adiciona sílice como espesante). Esta presentación permite controlar su colocación y su lugar de acción. Para este mismo fin, el ácido se presenta en colores contrastantes a la estructura dentaria, para visualizarlo mejor y que no se confunda con la estructura dental. Una concentración de ácido fosfórico por encima del 50% produce el depósito de una capa adherente de fosfato de calcio normo-hidratado en la superficie grabada, que inhibe una disolución mayor. Concentraciones por debajo del 27% aceleran la reacción de un precipitado poco soluble de fosfato de calcio di hidratado de difícil remoción pudiendo perjudicar el mecanismo de unión.

Estudios avalan el uso de Ácido Fosfórico al 37% por 15 segundos.

Como resultado al proceso de desmineralización selectiva de los prismas, podemos reconocer tres tipos o patrones de acondicionamiento adamantino. Cuando el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita de la cabeza o el cuerpo de la varilla adamantina, se obtiene el patrón de acondicionamiento tipo I, cuando éste actúa sobre los cristales de hidroxiapatita del cuello o del extremo caudal, se produce un patrón de grabado tipo II, los patrones de desmineralización tipo I y II generan en el tejido adamantino microporos y microsurcos capilares que miden entre 10, 25 micrómetros de profundidad con una amplitud de 1,5 a 3,5 micrómetros. Ambos patrones de acondicionamiento pueden estar presentes en un mismo diente y en una misma zona, ya sea separadamente o en común, siendo este fenómeno clínicamente arbitrario. El patrón de acondicionamiento tipo III está caracterizado por una mayor pérdida de tejido superficial, producida porque el ácido continúa eliminando sustancia de superficie, disminuyendo la porosidad por lo que no tendría suficiente calidad para retener micromecánicamente en forma efectiva a los sistemas adhesivos basados en monómeros hidrófugos, por lo que el aumento del tiempo de acondicionamiento mayor a 15 segundos es uno de los fenómenos más negativos.

La acción de este ácido es autolimitante, es decir que a medida que el ácido desmineraliza el esmalte los hidrogeniones se van consumiendo, aumentando su pH, por lo que su efecto es limitado en el tiempo.

El esmalte acondicionado y lavado debe ser secado durante 3 a 5 segundos con aire presurizado deshumidificado, frío y filtrado. Cuando se seca el esmalte debe observarse un color blanco tiza o mate que es indicativo de un grabado adecuado, expresando su elevada energía superficial, lo que favorecerá su humectación con un líquido de baja tensión superficial (adhesivo). Ese líquido está constituido por monómeros de fluidez suficiente para lograr impregnación óptima del sustrato, que luego de su polimerización permitirá su retención micromecánica.

La adhesión al esmalte a través de esta técnica de grabado ácido tiene una fuerza adhesiva resultante de entre 40 y 60 MPa.

- Estrategia de adhesión a esmalte:
 - Acondicionamiento ácido
 - Aplicación de la resina *fluida hidrófuga*
 - Inserción del material restaurador

- Procedimiento clínico: (Técnica de grabado ácido)
 - Aislación absoluta
 - Profilaxis (suspensión de pomez en agua o pasta profiláctica libre de flúor)
 - Aplicación de ácido fosfórico 15 seg.
 - Lavado
 - Secado
 - Verificación clínica
 - Colocación del adhesivo hidrófugo (resina fluida)
 - Inserción de la R.C

Adhesión a dentina

Debido a la complejidad de su estructura la adhesión a dentina se ha considerado más difícil y menos predecible que la adhesión a esmalte.

La adhesión a dentina se logra debido a la formación de la "capa híbrida", la cual está compuesta por la dentina desmineralizada, colágeno y la infiltración de un líquido orgánico resinoso con capacidad de polimerizar entre las fibras colágenas. Parte del líquido también penetra en los túbulos dentinarios formando los denominados "tags de resina".

Se han propuesto diversos mecanismos para lograr adhesión a dentina. Actualmente existe un consenso en el cual se plantea la necesidad de realizar 3 acciones (que a su vez pueden ser sucesivas o simultáneas) que permitan:

- 1) Acondicionar a través de una sustancia ácida el tejido con lo que queda expuesta la trama de fibras de colágeno de la dentina intertubular
- 2) Impregnar esa red expuesta con monómeros hidrofílicos
- 3) Aplicación de monómeros hidrofóbicos (adhesivo o "bond") capaces de copolimerizar con el material restaurador

Para poder generar una adhesión micromecánica con las estructuras dentales es necesario contar con un líquido capaz de introducirse en las microirregularidades creadas con el acondicionamiento ácido y polimerizar entrelazándose en dicha estructura.

El adhesivo es de naturaleza hidrofóbica (lo cual es necesario para asegurar la estabilidad química en el medio bucal) por lo que no puede introducirse en un tejido que presenta humedad (líquido presente en los conductillos dentinarios).

Para solucionar este problema, los fabricantes incorporaron una sustancia denominada "primer", la cual es promotora de la adhesión. La misma está constituida por monómeros hidrófilos – hidrófugos que se comportan como una molécula bifuncional por lo que a través de su actividad hidrófila se unen al colágeno de la dentina por traba micromecánica y por su extremo hidrófugo se incorporan al adhesivo mediante copolimerización química.

Las moléculas de los primers presentan dos terminaciones, una hidrófila con radicales que gracias a su afinidad por el agua facilitan la penetración en la dentina húmeda y otra hidrófuga con terminaciones que permite la unión con otra sustancia con las mismas características (ej. adhesivo).

El solvente es un componente importante del primer, su función es disolver los monómeros hidrófilos del primer, facilitando su penetración en los intersticios de la dentina previamente desmineralizada. Estos pueden ser agua, alcohol o acetona.

En los adhesivos que contienen acetona, debido a su gran volatilidad de sus componentes, debe tenerse mucho cuidado en mantener el frasco bien cerrado. Los primers que contienen acetona deben aplicarse inmediatamente sobre el diente, esta precaución es válida también para el caso de los primers a base de alcohol, aunque no tan crítico como la acetona. En presencia de humedad dentinaria su comportamiento es muy bueno y tal vez por eso la acetona está presente en la composición de una gran parte de ellos.

Los primers que incluyen agua en su formulación, al mismo tiempo de promover la rehidratación de la dentina, actúan como vehículo de los monómeros transportándolos hacia los espacios creados en la trama colágena. Sin embargo, comparando con la acetona o el alcohol, la eliminación del agua resulta mucho más difícil.

En la mayoría de los sistemas adhesivos del mercado tienen en su composición el 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), el cual es esencial en la promoción de la adhesión por sus excelentes características de humectancia.

Luego de aplicado el primer corresponde colocar el adhesivo propiamente dicho (bond).

El adhesivo consiste principalmente en monómeros hidrófobos, tales como BIS-GMA y UDMA más monómeros hidrófilos como el HEMA para humectar y monómeros reguladores de la viscosidad como el TEGDMA. El principal rol del adhesivo es la estabilidad de la capa híbrida y la formación de extensiones de resina dentro de los túbulos dentinarios, llamadas proyecciones de resina ("resin tags").

Los adhesivos que son fotopolimerizables cuentan en su composición con un foto-iniciador como la canforoquinona.

Algunos fabricantes incorporan relleno de diferentes tipos a los adhesivos lo cual disminuye la contracción de polimerización y aumenta la resistencia mecánica en general, pero la disminución de su fluidez o aumento de viscosidad dificulta su humectación.

La adhesión a dentina dependiendo de la estrategia adhesiva suele rondar los 25 a 40 MPa.

Estrategias adhesivas

- Clasificación de los sistemas adhesivos:

Si bien existen múltiples formas de clasificar a los sistemas adhesivos optamos por hacerlo de acuerdo al tratamiento del barrillo dentinario.

El barrillo dentinario (*Smear Layer*) está siempre presente cuando se efectúa una preparación dentaria (resultado del procedimiento de corte), obliterando los túbulos dentinarios total o parcialmente como un verdadero tapón biológico, disminuyendo la permeabilidad dentinaria y la humedad superficial. Está compuesto por los remanentes del sustrato dentinario seccionado, saliva, bacterias, sangre, restos de abrasivo y aceites. Se encuentra débilmente unido a los tejidos duros (6MPa), por lo que se debe eliminar o modificar, pues las fuerzas de contracción de las resinas lo desprenderían (13MPa).

De esta manera, podemos clasificar los sistemas adhesivos (estrategias adhesivas) en 2 grandes grupos:

- 1) Eliminación del barrillo dentinario (Sistemas de grabado y lavado o "etch and rinse")
- 2) Integración del barrillo dentinario (Sistemas adhesivos autoacondicionantes o "self-etch")

1) Eliminación del barrillo dentinario (Sistemas de grabado y lavado o "etch and rinse")

También conocidos como sistemas adhesivos convencionales. Estos fueron los primeros en surgir, basando su acción en **eliminar el barrillo dentinario**.

En 1982 Nakabayashi propone el grabado ácido de la dentina y se introduce el concepto de capa híbrida, como una capa única compuesta por elementos artificiales (sistema adhesivo) y elementos naturales (componentes dentinarios), y a la vez elementos orgánicos (adhesivos y colágeno) e inorgánicos (hidroxiapatita) donde no es posible diferenciarlos por su gran entrecruzamiento.

Estas técnicas que disuelven el barrillo dentinario pueden realizarse en 3 o en 2 pasos.

- Estrategias de adhesión a dentina:
 - Grabado y lavado (eliminación del B.D)
 - En 3 pasos: - Acondicionamiento con Ac. Fosfórico
 - Primer
 - Adhesivo (bond)
 - En 2 pasos: - Acondicionamiento con Ac. Fosfórico
 - Primer/adhesivo

Los fabricantes siempre persiguen la simplificación y en el caso de estos sistemas adhesivos, ésta se obtuvo disminuyendo etapas. La primera simplificación consistió en unir en un solo frasco el primer y el bond, y por eso le quedó la denominación de "adhesivo de frasco único".

Entonces teníamos la misma estrategia; realizando acondicionamiento con ácido, y posteriormente la aplicación del "adhesivo monofrasco", es decir, en dos pasos. No obstante, los fabricantes recomiendan la utilización de dos capas de estos adhesivos, la primera actuaría como imprimador y la segunda como adhesivo o bond, por lo que, en su aplicación el tiempo clínico no se ve disminuido.

La mayoría de los sistemas adhesivos actuales en nuestro mercado pertenecen al grupo de los que emplean un acondicionamiento ácido previo y sus resultados son homogéneos y previsibles, y por lo tanto, bastante aceptados por la profesión odontológica. El ácido que se utiliza es el fosfórico al 37%, que se aplica en esmalte durante 15 segundos y en dentina durante 5 segundos, produciendo una desmineralización cuya profundidad en dentina intertubular oscila las 5 micras, y la imprimación por parte del primer en muchas ocasiones no difunde e impregna todo lo desmineralizado creando espacios desmineralizados y fibras colágenas que quedaron sin impregnar con el sistema adhesivo. Estos espacios son ocupados por infiltraciones de agua, provenientes del tejido dentinario (*nano-filtración*) dando lugar a inconvenientes conocidos como degradación de la capa híbrida y sensibilidad postoperatoria.

Estas técnicas además suman momentos críticos: después del grabado hay que eliminar el ácido lavando con agua y luego secar la zona para eliminar el agua ubicada entre las fibras de colágeno. Esta humedad genera que las fibras se mantengan separadas, por lo que si se realiza un secado excesivo las fibras colapsan, quedando muy próximas y obstaculizando la penetración del adhesivo, con la consecuente disminución de la retención.

Otro momento crítico de este tipo de estrategia es la aplicación del primer, más precisamente la evaporación del solvente. Ya hemos visto las ventajas de un

solvente con respecto a otros, en este caso una vez cumplida la función de facilitar la penetración del primer en la dentina húmeda, se debe eliminar por completo el solvente mediante su evaporación con aire, la jeringa triple no debe estar muy próxima a la cavidad, pues al ser de fácil evaporación se corre riesgo de eliminar el primer de ciertas zonas. Por lo que debe existir una distancia de 3 cm aproximadamente para evaporar el solvente adecuadamente.

Cuando el sistema adhesivo presenta el primer separado del adhesivo, el primer no requiere de fotoactivación, en tal caso, luego de evaporar el solvente, se aplica el adhesivo, y sin esperar se elimina el exceso, entonces si se procede a la fotoactivación.

2) Integración del barrillo dentinario (Sistemas adhesivos autoacondicionantes o “self-etch”)

Tratando de eliminar los posibles inconvenientes referidos al uso de sistemas de grabado y lavado, se desarrollaron los adhesivos autoacondicionantes (A.A) basándose en sustancias que no se lavan y son capaces de actuar simultáneamente como acondicionadores del esmalte y dentina y además como primers, evitando así la posibilidad de una capa desmineralizada que no ha sido penetrada por el adhesivo, ya que la desmineralización de la dentina y su infiltración por parte del primer se dan al mismo tiempo. Como no hay una fase de lavado, tanto el barro dentinario como la hidroxiapatita disuelta por la acción del adhesivo autoacondicionante quedan incorporados en el mismo.

Estas estrategias de autoacondicionamiento surgieron a inicios de la década de los 90. Estos primers autoacondicionadores consisten en moléculas ácidas y polimerizables.

- Autoacondicionamiento (integración del BD)
 - En 2 pasos: - Primer ácido autoacondicionante
-Adhesivo
 - En 1 paso: Adhesivo autoacondicionante

Con menos etapas en un procedimiento clínico no sólo se economiza tiempo, sino también se reduce la posibilidad de cometer errores, lo cual representa una ventaja indiscutible. Con estos sistemas se suprime la etapa del grabado ácido, en realidad elimina cuatro pasos, el dispensado del ácido, su aplicación, el lavado y la eliminación del agua excedente.

Los primers ácidos tienen un pH de 2, mientras que el ácido fosfórico tiene un pH de 0,6, por eso los primers autoacondicionadores son incapaces de acondicionar correctamente el esmalte sin biselar y la dentina esclerosada. Se desarrollaron primers autoacondicionantes que presentan un pH por debajo de 1, como el ácido fosfórico, lo que proporciona una unión satisfactoria al esmalte sin biselar.

En la estrategia de autoacondicionamiento los sistemas adhesivos son aplicados en dos etapas, en la primera se aplica el primer ácido, y en la segunda el adhesivo. Otra opción más moderna son los de un paso, el primer ácido y el adhesivo se aplican juntos. En realidad, muy pocos son los que presentan todos sus componentes en un solo frasco, los demás se ubican en esta categoría por el hecho de que todos los componentes se aplican de una sola vez a pesar de que previamente se les haya mezclado de alguna manera.

En una investigación se compararon estos A.A más agresivos con un adhesivo que usa acondicionamiento ácido previo al esmalte y no encontraron diferencia significativa en las pruebas de adhesión por micro retención, a pesar de la diferencia de penetración en el esmalte (9 micras A. ácido previo y 3 micras A.A). Al mismo tiempo, se usó también un A.A más suave y en este caso la penetración en el esmalte íntegro fue tan sólo de 0,3 micras y la adhesión se mostró inferior.

Los adhesivos autoacondicionantes son muy efectivos en penetrar la dentina formando una capa híbrida exenta de defectos o de dentina desmineralizada no inorgánica. La capa híbrida que se obtiene con este sistema permite un espesor más delgado, cerca de 1 micrómetro, pero más que suficiente para proveer un gran intrincamiento entre el adhesivo y fibras colágenas. Este mecanismo de unión funciona promoviendo la adhesión a través de la imprimación del colágeno dentinario por un monómero hidrófilo – hidrófugo o imprimación resinosa con disolución y desmineralización del barro dentinario por reacción ácido – base y formación de sales, sin pérdida de minerales en los tejidos. Esta capa, también denominada "*capa de integración*", reduce la sensibilidad postoperatoria, disminuye la filtración marginal y el riesgo de penetración pulpar.

En relación al esmalte, los sistemas adhesivos autoacondicionantes todavía no han dado resultados tan satisfactorios como los obtenidos en las técnicas de grabado y lavado.

Degradación de la Capa Híbrida

Como ya fue establecido, la adhesión a dentina es más compleja y menos predecible que en el esmalte debido a la presencia de humedad dificultando la penetración de monómeros hidrófobos.

En la búsqueda de técnicas más simplificadas y rápidas, hubo un aumento de la hidrofiliidad de estos sistemas haciéndolos verdaderas membranas semipermeables, que se traduce en una mayor degradación de la interfaz adhesiva a lo largo del tiempo.

Se encontraron en la literatura tres causas principales para la degradación de la interfaz de unión resina-dentina:

- Aumento de la hidrofilia en la capa híbrida, proveniente de la composición de sistemas simplificados como de la propia humedad de la dentina
- Atrapamiento de solventes residuales en la interfaz adhesiva, es fundamental que se produzca la evaporación completa de este solvente para no interferir en la polimerización. Sin embargo, esta eliminación no se logra por completo, dejando una parte del solvente o agua intrínseca retenidos dentro de la capa híbrida formada, acelerando la degradación de los polímeros.
- Degradación por enzimas proteolíticas, tales como las metaloproteinasas (MMPs). Esto se debe a que la profundidad de la desmineralización provocada por el acondicionamiento ácido suele ser mayor a la penetración de los monómeros, dejando fibras colágenas desmineralizadas desprotegidas. Estas enzimas son capaces de hidrolizar componentes de la matriz extracelular como fibras colágenas, si las mismas quedan expuestas.

En búsqueda de prevenir y contrarrestar estos efectos adversos, en la literatura se proponen las siguientes consideraciones:

- Aumentar el tiempo de aplicación de los sistemas adhesivos, para evaporar cualquier solvente residual. Se debe considerar un tiempo de aplicación de 20 a 30 segundos, frotando enérgicamente el adhesivo con el aplicador. Cuanto más tiempo se espere para polimerizar el adhesivo, sea frotando o aplicando chorros de aire, mayor cantidad de solvente se evaporará.
- Aplicar una capa adicional de adhesivo hidrofóbico. Esta capa adicional funcionaría como un protector o sellador de la capa híbrida, disminuyendo la degradación hidrolítica generada por el paso de agua a través de ella.
- Aplicación previa de digluconato de clorhexidina en concentraciones de 2%. La clorhexidina es un antimicrobiano de amplio espectro, que se une a los aminoácidos de la dentina y continúa matando a las bacterias durante varias horas. Además, es capaz de inhibir la acción de las MMPs incluso en bajas concentraciones.

- Uso de monómeros funcionales. El 10-metacriloxietil dihidrógeno-fosfato (10-MDP) es capaz de interactuar con la hidroxiapatita residual mediante conexiones iónicas ya que posee un grupo funcional ácido (grupo fosfato), que permite la interacción fuerte y estable con el calcio de la hidroxiapatita, formando nano capas que se consideran más estables y resistentes a los efectos deletéreos del agua.

Adhesivos Universales

Estos sistemas componen un grupo de materiales relativamente nuevos. El concepto de "Adhesivo Universal" surge inicialmente como un nombre de mercado, haciendo referencia a un sistema adhesivo que permite ser utilizado tanto con la técnica de eliminación del barrillo dentinario (grabado y lavado), como en la técnica de integración del barrillo dentinario (autoacondicionamiento). También, los fabricantes atribuyen a estos adhesivos la capacidad de adherirse a otros sustratos como metales y cerámicas, (Ver Cap. 10- Cerámicas Dentales) por lo que el concepto de "universal" aplicaría a que pueden ser utilizados en distintas técnicas y distintos sustratos, no solo dentarios sino materiales restauradores indirectos (Ver Cap. 11- Materiales en la de fijación de restauraciones indirectas).

Aunque estos sistemas adhesivos, poseen una composición similar a los adhesivos autoacondicionantes de 1 paso, estos presentan monómeros fosfatados capaces de formar enlaces iónicos con el calcio presente en la hidroxiapatita. Tal es el caso del monómero 10-MDP, el cual se encuentra en la mayoría de estos sistemas adhesivos.

El 10-metacriloxietil dihidrógeno-fosfato (10-MDP) es un monómero ambifílico funcional que posee en un extremo un grupo metacrilato hidrofóbico (capaz de copolimerizar con otros metacrilatos presentes en resinas compuestas y adhesivos) y en otro extremo un grupo fosfato hidrofílico (capaz de interactuar con iones calcio, así como con metales y zirconia). Gracias a su ambifilicidad el mismo es capaz de crear interfaces adhesivas como el resto de los sistemas adhesivos, siendo esta más resistente a la biodegradación.

Sin embargo, estos adhesivos universales también poseen agua en su composición (necesaria para la ionización de los grupos fosfatos y la formación de enlaces iónicos) por lo que continúan siendo susceptibles a la degradación hidrolítica. La evaporación del solvente en estos sistemas adhesivos continúa siendo fundamental.

Como fue explicado anteriormente, los sistemas autoacondicionantes poseen algunas características clínicas que muestran su superioridad en comparación

con los adhesivos de grabado y lavado, disminuyendo la sensibilidad posoperatoria y la exposición de fibras colágenas. La técnica de grabado y lavado presenta superioridad en las fuerzas adhesivas en esmalte, no así en dentina, donde múltiples estudios demuestran que los sistemas adhesivos actuales (ya sea grabado y lavado o autoacondicionamiento) logran fuerzas adhesivas similares.

Siguiendo esta línea de razonamiento, sería ideal aplicar una técnica de grabado y lavado en esmalte, y autoacondicionamiento en dentina. Esta estrategia adhesiva es conocida como **Grabado Selectivo del Esmalte**, en donde se realiza la aplicación de ácido fosfórico únicamente en el esmalte, y luego de lavar y secar, se aplica un adhesivo autoacondicionante en todo el sustrato dentario, obteniendo así el mejor desempeño teórico del sistema adhesivo.

En resumen, los adhesivos universales parecen presentar una ventaja respecto al resto de los sistemas, simplificando la técnica, aumentando el tipo de sustratos en el que pueden ser aplicados, logrando una capa híbrida más estable y permitiendo realizar la técnica de grabado selectivo del esmalte. Sin embargo, aún se requieren estudios a largo plazo para confirmar el desempeño de estos sistemas adhesivos.



Presentación comercial de adhesivos universales de las firmas 3M ESPE, Ivoclar Vivadent y Ultradent Products respectivamente.

Conclusiones

Los trabajos consultados permiten afirmar que la adhesión a la dentina es ligeramente inferior a la adhesión al esmalte, y eso se debe al hecho de que la técnica de adhesión a esmalte es menos crítica, más predecible y tiene un menor número de variables. Ambos son esencialmente micro-mecánicos.

Un sistema adhesivo es eficiente cuando consigue formar una capa híbrida uniforme y continua, vale decir sin fallas y sin interrupción. Una capa híbrida con estas características garantiza un total aislamiento de la pulpa del medio externo.

Es fundamental considerar los factores asociados a la degradación de la capa híbrida y las posibles estrategias para minimizar su efecto.

U.T. 5. - Resinas Compuestas Directas

Contenido:

- Introducción
- Definición
- Evolución histórica
- Composición
- Clasificación según el tamaño de relleno y viscosidad
- Propiedades
- Manipulación
- Sistemas de polimerización
- Unidades de fotopolimerización
- Tendencias actuales del mercado

Bibliografía:

- Materiales dentales directos. Alessandra Reis – Alessandro D. Loguercio
- Rodriguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta odont. Venez; 46(3): 1-19.
- Ferracan JL. Resin composite--state of the art. Dent mater. 2011 jan; 27(1):29-38.
- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Materiales en odontología. Vega del barrio.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición Phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- Cunningham.

INTRODUCCION

Una de las intenciones de las técnicas y de los materiales odontológicos restauradores es la reproducción fiel de las características de los dientes naturales, como por ejemplo, su color y su forma. Durante la primera década del siglo XX, los únicos materiales que se asemejaban al color dentario y podían ser utilizados como materiales de restauración estética eran los *silicatos*, un cemento que endurecía por reacción ácido-base, constituido por un polvo de vidrio y ácido fosfórico como líquido, el cual a pesar de poseer efecto anticariogénico, sufría en poco tiempo un desgaste importante. Las *resinas acrílicas* remplazaron a los silicatos a fines de los años 40, debido a su parecido con el diente, su insolubilidad en los fluidos orales, su facilidad de manipulación y su bajo costo. Estas resinas acrílicas presentaban muchas desventajas, como baja resistencia al desgaste, elevada contracción de polimerización, alto CET y elevada porosidad.

La primera tentativa para reducir la alta contracción de polimerización de las resinas acrílicas, derivada de la aproximación de los monómeros de metacrilato para la formación de polímeros, fue por medios de inserción de partículas de relleno. En teoría, la incorporación de estas partículas genera una reducción relativa del volumen ocupado por monómeros. Así, la contracción ocurrida por la aproximación de monómeros en el proceso de polimerización queda restringida a un volumen considerablemente menor. Sin embargo, en el caso de las resinas acrílicas, a pesar de que la contracción de polimerización fue reducida por la presencia de carga, la falta de unión química entre estas partículas y el polímero de metacrilato fue lo que determinó el fracaso clínico de estos materiales.

Al inicio de los años 50, las *resinas epóxicas* habían sido recientemente desarrolladas, presentaban una estética aceptable, baja contracción de polimerización, baja solubilidad del polímero resultante y elevada resistencia mecánica. Esto motivó a los investigadores a estudiar su viabilidad como material restaurador. Sin embargo, tenían un largo período de polimerización, siendo una gran desventaja para su uso directo en la clínica.

Con la intención de unir las características positivas de ambas resinas, en 1962, Rafael Bowen desarrolló un nuevo monómero denominado *bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA)*. Esta nueva molécula híbrida, presenta una cadena central compuesta por grupos epóxicos, y terminaciones constituidas por grupos metacrilatos. Como ventajas, se destacan su elevado peso molecular, menor contracción de polimerización y rápida reacción de polimerización. Además, se incorporó un agente de unión, que producía la unión entre las partículas de relleno y la matriz de la resina, surgiendo así las RESINAS COMPUESTAS (RC).

Las primeras RC eran comercializadas en la forma pasta – pasta, y utilizaban un sistema de polimerización química. Sin embargo, la falta de control del tiempo de trabajo junto con otras desventajas del material (cambios de coloración y atrapamiento de aire durante la mezcla), hizo que en 1973, Buonocore, desarrollara las resinas compuestas de pasta única, en las cuales la polimerización era

desencadenada por una unidad emisora de Luz UV. A pesar de las mejoras, la radiación perjudicial de la luz UV, la vida útil corta de las unidades de polimerización y la *profundidad de polimerización* limitada, llevaron a la sustitución de esos aparatos. En la década del 1980, aparecen en el mercado las RC activadas por luz visible utilizando unidades de fotoactivación.

Actualmente las unidades de foto activación son instrumentos indispensables en la práctica odontológica. La demanda cada vez mayor de una gran diversidad de procedimientos clínicos ha llevado a los fabricantes a perfeccionar la tecnología de las lámparas de luz halógena tradicionales y al desarrollo de alternativas adicionales de fotoactivación como láser de Argón, arco de plasma de xenón, y los fotoiniciadores a base de diodos emisores de luz (LEDs).

El estudiante debe saber, que desde el siglo XIX, y paralelamente a estos cambios, las *amalgamas dentales* eran un material restaurador directo de primera elección. A pesar de su bajo costo, sencilla manipulación y longevidad en boca, hoy en día están en desuso, ya que implican un tallado dentario poco conservador, no cumplen con los requerimientos estéticos actuales, a lo que se suma la posible toxicidad del mercurio, uno de sus componentes fundamentales.

DEFINICION

Las resinas compuestas son materiales de restauración directos, altamente estéticos, de inserción plástica y de carácter semi – permanente (con una sobrevida de 6 a 10 años aproximadamente).

Es un material con gran densidad de entrecruzamiento polimérico, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias al agente de unión.

ESTRUCTURA Y COMPOSICION

Las resinas compuestas presentan 3 componentes principales (sin los cuales no sería una resina compuesta) y componentes secundarios incorporados para satisfacer distintas necesidades del profesional.

Sus tres fases principales son:

- **Matriz:** es la parte orgánica o polimérica, compuesta por monómeros, inhibidores, modificadores de color y sistema iniciador/activador.



Monómeros: la mayoría de los monómeros utilizados en la formulación de las resinas compuestas, se constituyen de dimetacrilatos aromáticos o alifáticos.

Dentro de los monómeros más utilizados se encuentran: el *Bis-GMA* (*bisfenol a glicidilmetacrilato*), es un polímero formado por dos monómeros, el Bis parte de una resina epóxica de alto peso molecular, y el GMA que se encuentra en los extremos del bis como grupos terminales acrílicos), *UDMA* (*dimetacrilato de uretano*), *DMR* (*dimetacrilato tricíclico*) y *Bis-EMA* (*bisfenol a di metacrilato etoxilado*).

Estos monómeros se utilizan en asociación a otros monómeros de bajo peso molecular, y por ende, más fluidos, como el TEGDMA (*trietilenglicol dimetacrilato*), los cuales reducen y regulan la viscosidad mejorando la manipulación del producto final.

Mientras menor es la viscosidad de la matriz orgánica, mayor es la cantidad de carga que puede ser incorporada, lo que se traduce en un aumento de las propiedades como rigidez, resistencia mecánica y dureza superficial, así como en una disminución de otras propiedades como el CET y la solubilidad. Por otro lado, la inclusión de TEGDMA causa un efecto negativo: el aumento de la contracción de polimerización (debido a que cuanto menor sea el peso molecular mayor será la contracción de polimerización).

Inhibidores: se adicionan en pequeñas cantidades para evitar la polimerización espontánea y prematura de los monómeros durante su almacenamiento, los más utilizados son el BHT (hidroxitolueno butílico) y la hidroquinona.

Modificadores de color: la adición de pigmentos inorgánicos, o sea, óxidos metálicos, es lo que permite que el material presente una amplia gama de colores.

Sistema iniciador/activación: los monómeros de di metacrilato polimerizan por reacción de adición la cual es iniciada por la formación de radicales libres.

La mayoría de las resinas utilizadas en la actualidad son polimerizadas por foto activación. El sistema foto iniciador es generalmente una dicetona, la *canforoquinona* (CQ) y una amina alifática. En presencia de una longitud de onda de entre 400 – 500 nm, la CQ pasa a un estado de excitación triple y transfiere uno de sus electrones a la amina terciaria, resultando en la formación de radicales libres.

○ **Rellenos**: la incorporación de partículas de relleno inorgánicas (fracción volumétrica) tiene la finalidad de aumentar las propiedades mecánicas y reducir la cantidad de matriz orgánica, minimizando de esta manera sus principales desventajas, tales como contracción de polimerización, alto CET y sorción acuosa.

Los tipos de relleno más utilizados son: cuarzo (posee propiedades mecánicas muy elevadas), sílice coloidal, partículas de vidrio, silicato de aluminio y bario, silicato de aluminio y vidrio, vidrios de sílice con bario y estroncio, óxido de zirconio entre otros. Los fabricantes también han probado con la incorporación de fibras y polímeros ya polimerizados.

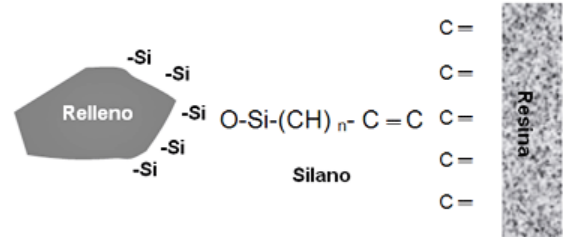
Las propiedades del relleno van a depender de:

- A mayor cantidad de relleno se reduce el CET, disminuye la contracción de polimerización, y aumentan las propiedades mecánicas como ser mayor resistencia al desgaste (dureza), mayor resistencia compresiva, aumenta la viscosidad, y el

módulo elástico (la rigidez del material). Sin embargo, esto último actúa como un factor negativo, ya que impide la liberación de tensiones luego de la polimerización.

- la forma y tamaño: las resinas serán más fáciles de pulir y desgastar cuanto más pequeñas sean las partículas, lo que genera superficies más lisas.

○ **Agentes de unión** : para que las partículas orgánicas cumplan la función de aumentar las propiedades mecánicas y reducir la sorción acuosa y el CET, es necesario que estén unidas químicamente a la matriz. Para esto, se necesitan moléculas bifuncionales y anfóteras, capaces de establecer uniones químicas con compuestos diferentes; por un lado, con la matriz resinosa (por *grupos metacrilatos*) y por el otro, con las partículas de carga a través de los *grupos silanos*.



Estos agentes de unión permiten que el polímero de la matriz (que es más flexible) transfiera las tensiones a las partículas de relleno que presentan un módulo elástico más alto (mayor rigidez). El más usado es el *órgano vinil silano (silano)*, además se utilizan los titanatos y zirconatos.

Un agente de unión adecuado mejora las propiedades mecánicas y físicas, y evita la filtración de agua a lo largo de la interfase resina – relleno.

Componentes	Ventajas	Desventajas
Matriz orgánica	<ul style="list-style-type: none"> Combinación de colores. Agente alginante. Propiedades reológicas. 	<ul style="list-style-type: none"> Alto CET. Alta contracción de polimerización. Alta sorción acuosa. Bajas propiedades mecánicas. Baja estabilidad de color.
Relleno	<ul style="list-style-type: none"> Aumentan las propiedades mecánicas. Reducen CET. Reducen contracción. 	<ul style="list-style-type: none"> Rugosidad. Influye en el pulido y brillo superficial. Dificulta el paso de la luz.
Agente de unión	<ul style="list-style-type: none"> Permite la transmisión homogénea de tensiones masticatorias entre la matriz y la carga Unión de las partículas de carga a la matriz orgánica Aumenta estabilidad hidrolítica y del color a largo tiempo. 	<ul style="list-style-type: none"> Responsable de la hidrólisis. Aumenta las tensiones de la contracción.

CLASIFICACIÓN

Según el tamaño de las partículas inorgánicas:

○ De macropartículas: el tamaño promedio de las partículas de cuarzo oscilaba entre los 8 y 15 micrómetros. La cantidad de partículas en el material varía generalmente entre el 60 – 65 % del volumen. Estas resinas son muy resistentes (buenas propiedades mecánicas) y pobremente estéticas.

Entre las ventajas de éstas, se destacan la alta resistencia a la compresión y tracción, presentan menor absorción de agua, menor contracción de polimerización, bajo CET, mayor resistencia a la abrasión.

La desventaja es que presentan una superficie rugosa debido al desgaste abrasivo de la matriz blanda, que deja al descubierto las partículas de relleno más resistentes al desgaste, de forma que éstas sobresalen de la superficie, lo que genera que se pigmenten, retengan placa.

Actualmente se encuentran en desuso.

○ De partícula pequeña: partículas de tamaño de 5 micrómetros. Presentan una resistencia a la fractura de media a alta, alta carga de relleno, buen pulido, excelente estabilidad de color y buena resistencia al desgaste.

○ De micropartículas: el tamaño promedio de estas partículas oscila entre 0,04 y 0,4 micrómetros.

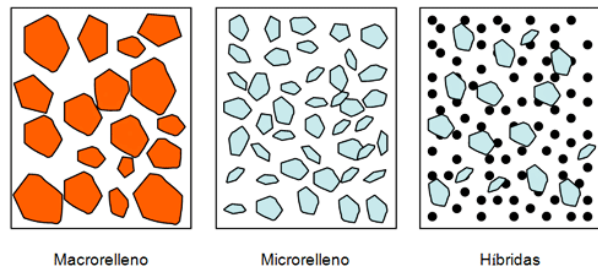
Las partículas ocupan un 30 – 35 % del peso del relleno y un 40 – 45 % del volumen.

Con estas partículas se obtienen superficies sumamente lisas, fáciles de pulir, que tienden a pigmentarse menos.

Como desventajas, presentan propiedades mecánicas y físicas inferiores a las resinas con macropartículas, sufren una mayor absorción de agua, tienen mayor CET y una disminución del módulo elástico (menos rígidas).

○ Híbridas: posee dos tipos diferentes de partículas: de sílice coloidal (0.4 micrómetros) y partículas de vidrio (de 1 a 3 micrómetros) totalizando un porcentaje de carga de 66% en volumen, y con un tamaño de partícula promedio de 1 micrómetro. Las características de éstas son: alta carga de relleno, alta resistencia a la fractura, muy buen pulido, excelente estabilidad de color, muy buena resistencia al desgaste y propiedades de refracción similares al diente, son de uso universal.

○ Microhíbridas: fueron creadas para lograr la superficie de las resinas microparticuladas, pero con mejores propiedades mecánicas. Tienen partículas de entre 1 y 5 micrómetros. Esto permitió una mayor compactación de las partículas, aumentando el porcentaje de carga (65 – 77%). Estas resinas compuestas presentan propiedades mecánicas superiores a las resinas macro y microparticuladas, así como una menor contracción de polimerización debido a su menor cantidad de matriz orgánica.



○ **Nanopartículas:** por medio de la nanotecnología se desarrollaron partículas de sílice con diámetros entre 1 y 80 nm, que debidamente tratadas con un agente de unión, fueron agrupadas o aglomeradas hasta 75 nm. Las ventajas de estas resinas radican en que el método de fabricación permite agregar un volumen mayor de carga a la matriz, permitiendo combinar buenas propiedades físico – mecánicas, en virtud de la alta cantidad de carga, y un excelente pulido.

Los racimos o "nanoclusters" están formados por partículas de zirconio/sílice o nano sílice. Los "clusters" son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina. Las ventajas que éstos presentan se basan en que tienen una menor contracción de polimerización, desgaste reducido, resistencia y módulo de elasticidad adecuado.

○ **Nanohíbridas:** últimas resinas lanzadas al mercado han demostrado ser muy prometedoras según resultados de múltiples ensayos de investigación.

Según su viscosidad:

○ **Baja viscosidad (flow):** tienen un módulo elástico bajo, debido a que poseen poco relleno (aprox. 48 %). Esto provocó una disminución de las propiedades mecánicas, invalidando su uso en sectores sometidos a grandes cargas masticatorias.

○ **Viscosidad media (convencionales):** 60 a 66 % de relleno en volumen. Son de uso Universal.

○ **Viscosidad alta ("condensables" o "empacables").** Poseen menor fluidez, se adhieren menos a los instrumentos. Estas resinas son poco estéticas ya que son comercializadas en una menor gama de colores y poseen difícil pulido y mayor rugosidad. Tienen las desventajas del estrés de contracción (porque son más rígidas) y menor capacidad de humectación de las paredes cavitarias. Su principal ventaja, es que provee mayor facilidad en la manipulación para obtener un buen punto de contacto. El término "condensable" se debe a que el modo de aplicación de la misma es muy similar al de la amalgama, a diferencia que en ésta última se aumentaba la cantidad de material por volumen (densidad) al realizar el condensado. Es interesante aclarar, que el fabricante no logra dicha viscosidad aumentando la cantidad de relleno (poseen entre 60 a 66%), sino modificando la forma y disposición de las partículas de relleno, y el tipo de polímero utilizado.

Fig. 6 Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno.

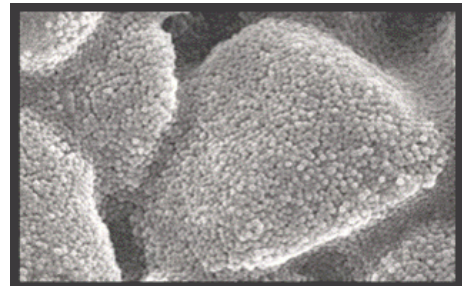
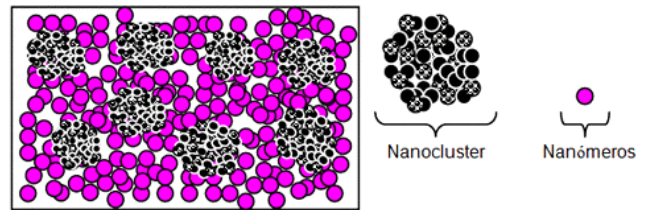


Imagen a través de un Microscopio Electrónico de Barrido que ilustra la disposición de partículas en un Nanocluster.

Según forma de activación:

○ Autocurables: también llamadas quimio - polimerizables. Presentan dos pastas, una contiene el iniciador (peróxido de benzoílo) y la otra el activador (una amina terciaria aromática). Presentan un tiempo de trabajo limitado.

Dado que durante el proceso de mezcla se incorpora aire (burbujas) al material, se afectan las propiedades (son menos resistentes, más rugosas, cambian de color).

Estas resinas sufren alteraciones de color, debido a que cuando reacciona el peróxido con la amina, generan un ácido como sub producto (*etoxi benzoico*)

el cual es el responsable de la poca estabilidad cromática de las resinas, sucede lo mismo en las resinas acrílicas de autoactivación.



Kit Concise (3M ESPE®)
Composite Autopolimerizable de
Macrorelleno



Tetric N Flow (Ivoclar Vivadent®)

Composite Fotocurable de Baja viscosidad con
relleno nano-híbrido

○ Fotocurables: También llamadas fotopolimerizables. Son activadas por luz visible azul, con una longitud de onda de entre 400 a 500 nm. En presencia de la luz, la canforoquinona pasa a un estado excitatorio triple, que al chocar con una amina alifática, le transfiere a ésta un electrón, resultando en la formación de radicales libres que inician la reacción de polimerización por adición.

Como ventajas de éstas encontramos: que no requieren mezclado, tienen una menor porosidad y sufren menos tinción, aumentando así la resistencia, presentan estabilidad cromática (al no utilizar peróxido de benzoílo, no se oxida, y al no haber mezclado se genera menos porosidad) y un tiempo de trabajo "ilimitado", siempre y cuando la luz del equipo no ilumine directamente por un tiempo prolongado.

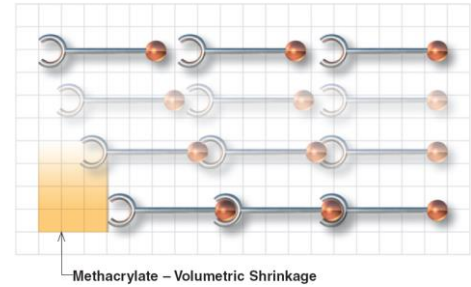
Como desventajas, a pesar de que la tecnología ha reducido sus costos, debemos contemplar que el operador requiere de una unidad de fotocurado y realizar el mantenimiento técnico correspondiente para garantizar su correcto funcionamiento. Además, estas resinas presentan limitaciones en cuanto al volumen de manipulación, visto que la mayoría de estos sistemas no permiten una correcta polimerización en espesores mayores a 2mm de material.

USOS

Las resinas compuestas presentan múltiples usos como material de restauración en dientes anteriores y posteriores, dientes fracturados, erosiones, cementación de restauraciones indirectas o brackets de ortodoncia, selladores de fosas y fisuras, carillas de dientes anteriores, entre otras.

PROPIEDADES

○ **Contracción de polimerización:** la aproximación de los monómeros para establecer enlaces covalentes entre sí causa una significativa reducción del volumen. La magnitud de



depende del peso molecular y de la reactividad de la molécula. La contracción de polimerización de las resinas compuestas oscila entre 2,6 y 4,8 %.

Cuanto mayor sea el peso molecular, menor será la contracción de polimerización.

La reactividad representa la capacidad del monómero de establecer uniones covalentes primarias. Cuanto más reactivo, mayor será el grado de conversión de los monómeros en polímeros y por lo tanto mayor la contracción. La reactividad depende de: el número de uniones insaturadas (C=C), la distancia entre los grupos metacrilatos, y la flexibilidad de la cadena polimérica.

○ **Coefficiente de expansión térmica:** Es el cambio de dimensiones por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina ($29,0 \times 10^{-6}/K$) al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menor probabilidad de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los $0^{\circ}C$ hasta los $60^{\circ}C$.

○ **Sorción acuosa y solubilidad en medio acuoso:** la difusión de agua por la matriz resinosa causa dos efectos opuestos. Durante la sorción de agua, ocurre la liberación de monómeros residuales solubles e iones; esa lixiviación es responsable de la contracción adicional de la resina y de la aparición de porosidades internas. Al mismo tiempo, la sorción de agua puede determinar la expansión higroscópica de la resina, con aumento de volumen y peso. Baratieri y Anussavice refieren a que dicha expansión es capaz de compensar la contracción de polimerización. A todo esto, otros autores mencionan que se necesita un prolongado período de tiempo (años) para que esto suceda. Los composites de microrelleno tienen una sorción acuosa considerablemente mayor al de los composites de partículas finas y de los híbridos, debido a que contienen un mayor porcentaje de volumen de polímero. Los composites de partículas finas tienen valores de sorción acuosa de $0,3 - 0,6 \text{ mg/cm}^2$, mientras que los composites de microrelleno tienen una sorción acuosa de $1,2 - 2,2 \text{ mg/cm}^2$.

○ **Resistencia a la compresión:** presentan una resistencia a la compresión satisfactoria. Va desde los 200 a 340 MPa.

○ **Radioopacidad:** un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radiopacos, tales como bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través

de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración (caries secundaria).

- Resistencia a la tracción: baja. Oscila entre los 30 – 60 MPa.

- Resistencia a la flexión y módulo elástico: una resina compuesta con bajo módulo de elasticidad se puede deformar y fracturarse frente a tensiones masticatorias. Por otro lado, los materiales con rigidez excesiva absorben muy poco las tensiones provenientes de las cargas masticatorias y tienen el inconveniente de transferir casi la totalidad de las tensiones del impacto a la interfase de unión y a las estructuras duras del diente. Además, resinas con alto módulo de elasticidad generan altas tensiones durante el proceso de polimerización, lo que puede generar también la ruptura de la interfase de unión.

El módulo de elasticidad tiene estrecha relación con el porcentaje de carga de la resina. Por lo tanto, las resinas con menos porcentaje de carga, como las microparticuladas y las de baja viscosidad, presentan un módulo de elasticidad menor que las resinas de alta viscosidad. Este oscila entre 3000 a 9000 MPa, dependiendo de la cantidad de relleno de la resina compuesta.

- Dureza superficial: ésta va a depender del contenido volumétrico de carga, y del grado de conversión de la matriz orgánica, cuanto mayor sean, mayor será la resistencia a la penetración.

- Resistencia al Desgaste: hay varias teorías para explicar este fenómeno. Una de ellas dice que se basa en el principio de microfracturas. Debido al mayor módulo elástico de las partículas de carga en relación a la matriz, durante la masticación, éstas comprimen la matriz orgánica (menos rígida), produciendo pequeñas fracturas. Bajo cargas masticatorias repetitivas, esas microfracturas crecen y predisponen al desgaste del material.

Otra teoría, considera que el desgaste de las resinas compuestas se puede dar por la degradación hidrolítica de los polímeros y del agente de unión. Este fenómeno, deja partículas de carga sueltas dentro de la matriz, que serían arrancadas durante el proceso masticatorio, fenómeno conocido como "*pluckin out*".

De acuerdo con la Asociación Dental Americana (ADA), el desgaste anual aceptable para una RC utilizada en el sector posterior, debe ser menor o igual a 50 micrómetros después de dos años, y menor o igual a 100 micrómetros después de los 4 años en la cavidad bucal.

La resistencia al desgaste oscila entre 25 a 100 micrómetros/año.

- Textura Superficial: Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración, es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial está relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico (especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales).

En la fase de pulido de las restauraciones, se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la sobrevivencia de la restauración de resina compuesta. Las resinas compuestas de nanorelleno proporcionan el más elevado brillo superficial.

- Estabilidad cromática: las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias o de una incorrecta polimerización. Las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.

- Biocompatibilidad: estudios afirman que la acción citotóxica y genotóxica de éstas es causada por liberación de monómeros residuales al medio oral (antes de la polimerización, de la propia degradación del material y de la polimerización incompleta del material), causando una serie de alteraciones metabólicas a nivel cromosomal comparables con las que pueden presentar la amalgama dental. La polimerización es inhibida por varios factores, tales como la presencia de oxígeno (resultando en la capa inhibida), la presencia de agua proveniente de la dentina, entre otros. Existe una gran diferencia entre los resultados de los ensayos *in vitro* e *in vivo*, es por ello que estos mecanismos no están totalmente claros.

Fracaso de las Resinas Compuestas

Las resinas compuestas pueden fracasar por diversos motivos, como son:

- Alteraciones de color: en la actualidad este problema está solucionado, y depende del pulido de la restauración, del grado de polimerización, y la rugosidad superficial. Se soluciona puliendo de nuevo la restauración y eliminando la rugosidad superficial.

- Desgaste acelerado: En la actualidad está prácticamente solucionado. En este proceso van a participar:

- Matriz (grado de polimerización): el mayor grado de polimerización logrado con este tipo de resinas es del 60 %, el porcentaje de matriz sin polimerizar hace que sea más fácil que las partículas de relleno se desprendan.

- Relleno (cantidad, tamaño y forma): el desgaste será menor cuanto mayor sea la cantidad volumétrica de relleno. Cuanto mayor sea el tamaño de las partículas al desprenderse, quedará una mayor cantidad de matriz expuesta, y debido a que ésta no está totalmente polimerizada se desgasta con facilidad. Además, cuanto más irregulares sean las partículas, más se va a alterar la superficie cuando se vayan perdiendo las partículas de relleno, quedando la superficie más rugosa, y desgastándose con más facilidad la matriz.

○ Fallas adhesivas: es la principal causa de fracaso en restauraciones con resinas compuestas directas en la actualidad.

Generalmente la principal causa que atenta contra ésta es la contracción de polimerización, la cual siempre es hacia el centro de la masa. Para contrarrestar esto debemos realizar una correcta técnica adhesiva, logrando una correcta unión a esmalte y dentina. Al contraer la resina tira del adhesivo, pero no logra despegarse de éste, generándose un estrés de contracción

(tensión que genera el material al polimerizar en la interfase adhesiva).

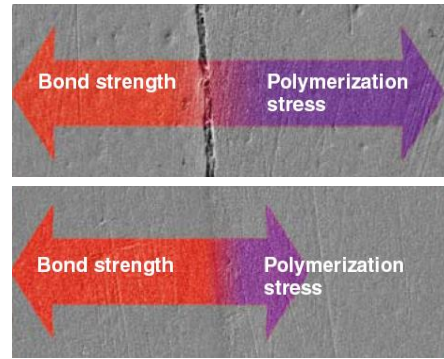
Si este estrés es excesivo, generará consecuencias negativas como son: a nivel del borde cavo superficial se producirá microfiltración y caries secundaria, y a nivel del fondo de la cavidad, al despegarse la restauración, se produce un espacio que desplaza el líquido canalicular, generándose un cambio en la presión osmótica de los canalículos, lo que se traduce como sensibilidad post operatoria (teoría hidrodinámica del dolor).

La contracción está directamente relacionada con el estrés. El grado de estrés que se genere dependerá del módulo de elasticidad del material (rigidez), cuanto más relleno tenga el material, será más rígido y tendrá menores posibilidades de liberar las tensiones que se generan durante la polimerización. Si el material es plástico las tensiones se liberan en forma de deformación, pero si el material es rígido, no tiene por donde liberar las fuerzas y eso aumenta el estrés. Las resinas híbridas contraen menos por tener menor porcentaje de matriz orgánica, pero por ser bastante rígidas generan mayores tensiones. Por otro lado, las resinas de baja viscosidad, a pesar de contraer más, consiguen disipar mejor las tensiones, por el hecho de tener menor módulo de elasticidad, lo que resulta en tensiones de menor magnitud.

Además, cuanto mayor sea el volumen a polimerizar, mayor será el grado de contracción, debido a que la contracción es un porcentaje de volumen, a mayor espesor de la capa, mayor contracción.

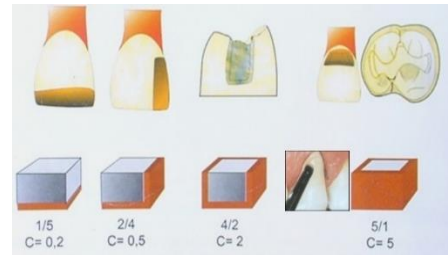
El proceso de reacción puede ser dividido en dos fases: fase inicial de la polimerización o fase pre-gel y fase final de polimerización fase post-gel. Estas dos fases son separadas por el punto de polimerización o punto gel.

El punto gel representa la fase en la que la resina compuesta, por haber alcanzado cierta rigidez, se torna incapaz de escurrirse internamente. Cuanto más prolongada sea la duración del estado de pre – gel, mayor será la capacidad del material de acomodarse dimensionalmente sin generar tensiones durante la contracción. En el estado que antecede al punto gel, la resina consigue deformarse plásticamente frente a la contracción a través de un reordenamiento molecular de las cadenas poliméricas. En el estado post-gel, la baja movilidad molecular impide que las tensiones creadas por la contracción sean acomodadas internamente por la resina, y son entonces, disipadas hacia la estructura dental en la interfase diente restauración.



Soluciones a estos problemas:

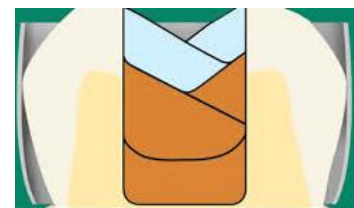
- Industriales:
 - Aumentar la cantidad de relleno (en volumen): con la cantidad máxima de relleno que se puede agregar (60%), la contracción es del 2 -3 %.
 - Tamaño de los monómeros: si se utilizan monómeros de mayor peso molecular, se necesitan menos monómeros para completar el volumen, y cuanto más grandes sean los monómeros, menos se van a tener que acercar para su unión, y menos contraerá el material.
 - Tiempos de polimerización: se debe tener en cuenta la velocidad de polimerización, cuanto más tiempo se da al material durante el proceso de polimerización, más posibilidades tiene de liberar las tensiones, y menos estrés generará.
 - Nuevos fotoiniciadores: debido a que la canforoquinona reacciona con rapidez.
- Tecnológico:
 - Unidades de fotopolimerización: se modifica el tiempo de conversión (de intensidades más bajas a intensidades más altas).
- Técnicas Clínicas:
 - Polimerización a través del esmalte: para enlentecer el proceso de polimerización.
 - Factor C: es el cociente entre el área de superficie adherida y el área de superficie lisa de una restauración de resina compuesta. La relación existente entre la tensión de contracción y el factor C se justifica por la capacidad de relajamiento de la resina durante la polimerización, que es mayor mientras mayor sea el número de superficies libres o no adheridas, ya que las paredes adheridas de la cavidad restringen el alivio de tensiones.
 - Técnica de inserción incremental. En cavidades con alto factor C, la técnica de inserción incremental, en la cual la restauración es progresivamente confeccionada a través de la inserción de incrementos de resina con el máximo de 2 mm de espesor, aliviando la tensión de contracción.



MANIPULACION

Recomendaciones para su inserción y polimerización.

Se realiza con instrumentos específicos diseñados para ello, los cuales poseen diversas formas de presentación y tamaño para permitir la manipulación adecuada de las resinas compuestas. Comúnmente, se fabrican en material polimérico y acero inoxidable. Algunos de los metálicos son anodizados, para evitar que el material restaurador se adhiera al instrumento y dificulte su manipulación. Siempre deben estar limpios, es muy práctico recurrir a un fragmento



de gasa humedecida en alcohol. Además, se utilizan pinceles para extender, distribuir, modelar y alisar las superficies.

La "técnica estratificada" es una terminología que se le ha dado a una adaptación del sistema incremental para el empleo de composites por estratos (de 2mm de espesor por agregado).

Para evitar las consecuencias de una polimerización deficiente, o al menos disminuirlas, estudios recomiendan el inicio de polimerización más suave, disminuyendo la longitud de onda de la luz que incida sobre la resina; fundamentalmente en los primeros 10 segundos de polimerización. Con lámparas convencionales esto se logra alejando de 1 o 2 cm el filtro de la lámpara de luz los primeros 10 segundos del proceso y posterior a este tiempo acercarla para que la resina colocada reciba la cantidad de luz necesaria para su completa polimerización. Existen lámparas LED y halógenas especializadas que corrigieron este problema al incorporar sistemas automatizados de disminución de la longitud de onda de la luz en los inicios de la polimerización. El conocer cómo emplearlas, testearlas y calibrarlas permite realizar este proceso tan importante, sin cometer errores, y aprovechando al máximo las nuevas tecnologías.

UNIDADES DE FOTOPOLIMERIZACION

Componentes y tipos:

Lámparas de luz halógena: actualmente, y dependiendo del fabricante, hay unidades con altas intensidades, próximas a los 1100 mW/cm².

Todas estas poseen algunos componentes esenciales como lámpara, filtros, reflector, ventilador y conductor de luz.

Las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno son constituidas por un cristal de cuarzo (capaz de resistir altas temperaturas), que envuelve el filamento de tungsteno y un gas inerte halógeno. Estas lámparas generan luz a través de la incandescencia del filamento de tungsteno. Tal estructura posee electrodos conectados, cuyo flujo de electrones lleva al calentamiento del filamento. La luz que produce es blanca, y es filtrada para que apenas la luz azul con longitud de onda entre 400 y 500 nm, sea emitida y visible.

Las unidades actuales cuentan con dos tipos de filtros. Como la mayoría de la energía inicial producida por las lámparas halógenas consiste en radiación infrarroja (calor), uno de los filtros reduce esta radiación. Y el otro, el filtro óptico, selecciona el rango de longitud de onda que será emitido por el conductor, en este caso, la luz azul.

El reflector es un accesorio que refleja la luz, cuya parte interna esta revestida por una película denominada filtro dicróico, el cual tiene la función de reflejar la parte visible de la luz y absorber la parte infrarroja, y de esta forma, disipar parte del calor generado.



Arco de plasma de xenón: con la preocupación de reducir al máximo el tiempo clínico del odontólogo, los fabricantes desarrollaron dispositivos con energía luminosa potencialmente alta, conocida como arco de plasma. Es constituido por una lámpara que contiene el gas de xenón y dos electrodos. Por no contener filamento, este sistema utiliza una corriente eléctrica para producir un arco de luz entre los electrodos a través de la ionización del gas de xenón circundante para formar un plasma. En estas lámparas la intensidad luminosa puede alcanzar hasta 2400 mW/cm², con un espectro de longitud de onda ente 380 y 500 nm.

Los fabricantes alegan que es posible polimerizar resinas con tiempos de exposición de 1 a 3 s, con baja contracción de polimerización. Según Alessandra Reis, la utilización de una unidad de arco de plasma con intensidad aproximada a 1700 mW/cm² por apenas 3 s, no es suficiente para polimerizar una RC con adecuadas propiedades mecánicas y profundidad de polimerización. Observó, que según una investigación realizada por Rueggeberg en el año 2000, solamente después de tres irradiaciones de 3 s (totalizando 9 s) la resina compuesta presentó una dureza semejante a aquella activada con una lámpara halógena.

Además, se producen grandes tensiones de contracción, en función de la rápida velocidad de polimerización.

LEDs: estos transforman la luz eléctrica directamente en luz azul por electroluminiscencia a través de semiconductores, generando un mínimo calentamiento. Los semiconductores están compuestos de nitruro de galio-indio y son capaces de emitir luz con espectro de 450 a 490 nm. Actualmente, las lámparas LEDs de segunda generación sustituyeron diodos emisores de luz convencionales por diodos de mayor área de superficie, capaces de emitir luz con mayor potencia. Estas unidades no requieren el uso de varios diodos y pueden ser fabricados con pocos LEDs asociados por muchas uniones y alcanzar intensidades de hasta 800 mW/cm².



TIPOS Y POTENCIAS DE CURADO:

Según Barrancos, existen diferentes tipos y potencias de curado, que varían según los casos clínicos a realizar, y se denominan:

Boost: utilizando la más alta potencia que la lámpara puede generar. Todo el intervalo de curado estará a esta potencia.

Regular o normal: nivel de potencia mediana.

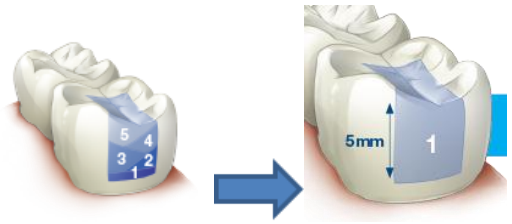
Step: curado a baja potencia (usualmente alrededor de 150mW/cm²) por diez segundos, seguido de un instantáneo incremento de potencia denominado step up a un valor mucho mayor por el resto de intervalo de curado.

Ramp: el curado comienza a baja potencia (alrededor de 150mW/cm²) seguido de un incremento lineal hacia una potencia mayor y luego permanece a esa potencia el resto del intervalo de curado.

Pulse: la potencia hace ciclos entre alta y baja cada segundo, o bien la potencia se interrumpe y luego recomienza cada segundo.

TENDENCIAS ACTUALES DEL MERCADO

Las resinas mono-incrementales o bulk fill, surgen con el objetivo de simplificar la técnica de aplicación y así evitar la acumulación de errores que la misma conlleva. Las escasas investigaciones realizadas demuestran que presentan propiedades similares a las de una resina compuesta convencional, a diferencia que ésta se puede aplicar en incrementos de 4mm (algunos fabricantes indican hasta 5mm) disminuyendo así el tiempo clínico de trabajo. Esto se debe a que los fabricantes han desarrollado nuevos sistemas fotoiniciadores más sensibles, capaces de ser fotoactivados en profundidades mayores. A su vez, algunos fabricantes aumentan la traslucidez de sus resinas, permitiendo así un mayor pasaje de la luz a mayores profundidades. Por otro lado, surgen algunas preocupaciones en cuanto al estrés de contracción generado por la contracción de un gran volumen de material en un único agregado, a esta situación los fabricantes manifiestan nuevos monómeros con menor contracción y partículas de relleno "elásticas" que disiparían el estrés generado por la polimerización. Aunque aún faltan más estudios clínicos que avalen su comportamiento a largo plazo, éstas son un gran avance para la odontología restauradora.



CONCLUSIONES:

En la actualidad, las resinas compuestas han tomado un protagonismo indudable entre los materiales de restauración que se usan mediante técnicas directas. Sus grandes posibilidades estéticas le dan variadas indicaciones terapéuticas, que se incrementan gracias a la gran versatilidad de presentaciones que ofrecen; por otra parte, al tratarse de materiales cuya retención se obtiene por técnica adhesiva y no depende de un diseño cavitario, la preservación de la estructura dentaria es mayor. A pesar de todas estas ventajas, no se debe olvidar que son materiales muy sensibles a la técnica, por lo que la necesidad de controlar aspectos como una correcta indicación, aislamiento absoluto, la selección de la resina adecuada a cada situación clínica, el uso de un buen procedimiento de adhesión a los tejidos dentales y una correcta polimerización, van a ser esenciales para obtener resultados clínicos satisfactorios. Asimismo, el futuro de las resinas compuestas está marcado por cambios en la formulación química de los sistemas convencionales, mediante la hibridación molecular o el desarrollo de nuevos monómeros y/o copolímeros; siendo una solución a los inconvenientes que presentan hoy en día dichos materiales, como: la contracción de polimerización, el stress de contracción, la estabilidad cromática, el grado de conversión, sus propiedades físicas, mecánicas, radiológicas, estéticas y biocompatibilidad.

U.T. 6. - Cemento Ionómero de Vidrio

Contenido:

- Definición
- Clasificación
- Composición
- Presentación comercial
- Manipulación
- Reacción de fraguado
- Propiedades

Bibliografía:

- Materiales dentales directos. Alessandra Reis- Alessandro D. Loguercio
- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Materiales en odontología. Vega del Barrio.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición Phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- Cunningham.
- Materiales dentales. Fundamentos para su estudio. Macchi.

1- Definición

Los Cementos de Ionómero de Vidrio (CIV) constituyen una familia de materiales combinados (cerámicos y orgánicos) que se caracterizan por ser el resultado de una reacción química del tipo ácido/base, originando una estructura polinucleada, polisalina susceptible al desbalance hídrico.

2- Clasificación y tipos

Clásicamente se divide a los ionómeros en:

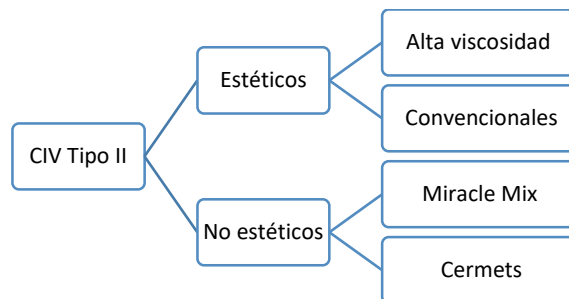
A- Según la composición:

- a. Convencionales
- b. Modificados con resina (híbridos)

B- Según su uso:

- a. Tipo I: fijación o cementado definitivo de restauraciones.
- b. Tipo II: restauración
- c. Tipo III: protección pulpar o sellante

En tanto el tipo II, tiene a su vez subdivisiones:



3- Composición y presentación comercial

El Cemento Ionómero de vidrio convencional se presenta clásicamente en forma de polvo y líquido:

Polvo	Líquido
*Vidrio de Flúor Alúmino Silicato de Calcio *Estroncio, Bario o Zinc (radio opacidad)	*Solución acuosa de ácido poliacrílico *Ácido itacónico (inhibidor de gelación) *Ácido tartárico (acelerador) *Ácido Maleico (disminuye la viscosidad)

Cuadro 1. Detalles de la composición del Ionómero de Vidrio Convencional

El polvo es un vidrio soluble en ácidos, y el tamaño de partículas oscila entre 4 a 40 micrómetros (según el uso que tenga el C.I.V).

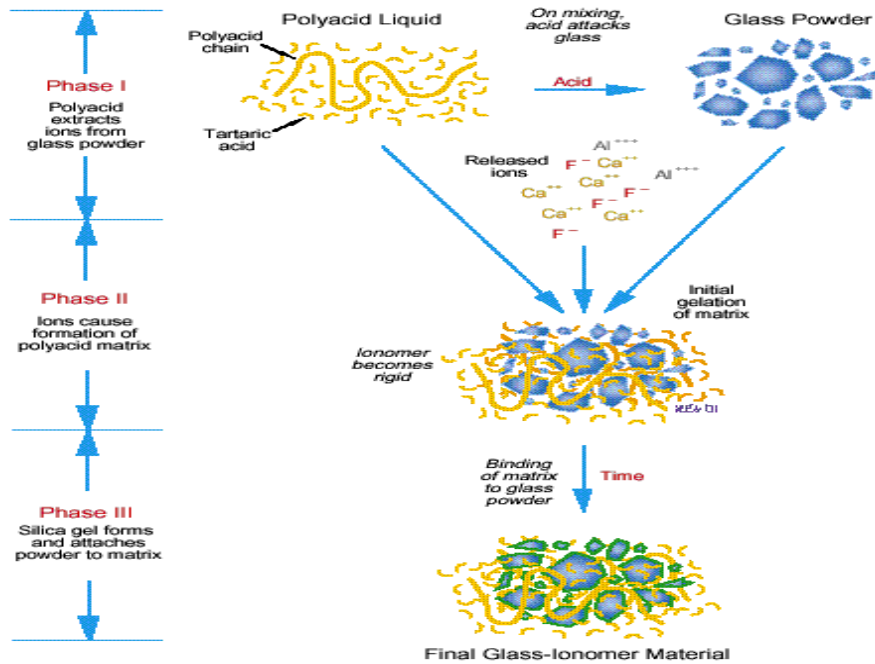
El líquido es una solución acuosa de ácido poliacrílico. Se presenta en forma de un copolímero con alto peso molecular (10000) por lo que este líquido resulta muy viscoso y requiere el agregado de ácidos reductores de viscosidad como el itacónico y maleico. Esta característica dificulta su correcta dosificación, la manipulación y acorta su vida útil.

Para evitar estas dificultades, existen otras presentaciones comerciales de polvo y líquido, donde el polvo contiene el ácido poliacrílico (liofilizado). En estos casos el líquido es agua destilada o una solución de ácido tartárico en agua. Estos son denominados como C.I.V anhidro y semianhidro respectivamente.

Dado lo crítico de las proporciones polvo/líquido, algunos productos vienen presentados en forma de cápsulas pre dosificadas, que contienen el polvo y el líquido separados por algún tipo de membrana, que debe romperse antes de proceder al mezclado automático en algún dispositivo mecánico. Este sistema garantiza la correcta manipulación del material, aunque exige mayores costos y desperdicio de material.

4- Reacción de fraguado

Es una reacción ácido-base con la formación de sales y agua. Los hidrogeniones provenientes de los ácidos (grupo carboxilo), atacan la superficie de las partículas de vidrio, liberando iones calcio, aluminio y flúor (*fase de liberación de iones*), quedando como núcleo la estructura de sílice del vidrio sin reaccionar rodeada de un hidrogel de sílice (*fase de hidrogel*). Los iones bivalentes como el calcio y el estroncio reaccionan primero, y los de aluminio, trivalentes después (*fase de gel polisalina*). Esto constituye la matriz de policarboxilato de calcio (o estroncio) y policarboxilato de aluminio, que rodea los núcleos de las partículas sin reaccionar. Los iones de fluoruro forman sales y complejos insolubles que no intervienen en la reacción. Estas etapas no son secuenciadas, sino que se solapan.



- Fase I o de liberación de iones: el poliácido logra extraer o desplazar iones y las partículas de vidrio, eso es debido al ataque ácido de los hidrogeniones libres (H⁺) en la solución acuosa.
- Fase II o de hidrogel: los iones liberados, Al³⁺ y Ca²⁺ reaccionan con los grupos funcionales COO⁻ formando una matriz polisalina (matriz de poliácidos).
- Fase III o de gel polisalina: se forma un gel de sílice hidratado alrededor de cada partícula de forma que el polvo queda unido a la matriz de polisales.

Estructura final: el cemento consiste en una matriz polisalina (poliacrilato de calcio y aluminio) que contiene las partículas de polvo (que no se han disuelto por completo) rodeadas cada una de ellas por un gel de sílice.

Durante la reacción se distinguen dos tiempos de fraguado:

- 1- Fraguado inicial: que se corresponde con la formación del poliacrilato de calcio, el fin de esta etapa implica el fin del tiempo de trabajo, en esta etapa el material es susceptible al desbalance hídrico y debe ser protegido del contacto con la humedad.
- 2- Fraguado final: que se corresponde con la formación del poliacrilato de aluminio a las 24 horas de comenzar la mezcla.

5- Manipulación

El espatulado se lleva a cabo sobre un block de mezcla de papel encerado y debe completarse en 30-40 segundos, según indicación del fabricante. Deben utilizarse espátulas de plástico o de metales que no sean afectadas por la dureza del polvo del C.I.V, éste es un vidrio que puede rallar la superficie de las espátulas metálicas e incorporar dichas partículas a la mezcla, alterando el color y las propiedades mecánicas.



Presentación comercial de Ionómeros de Vidrio Convencionales de las firmas Fuji - GC y FGM

Se debe agitar el polvo para homogenizar la distribución de las partículas, y dispensar éste en primer lugar utilizando la cuchara dosificadora brindada por el fabricante. La mayoría de los frascos poseen un dispositivo enrasador.

Para dispensar el líquido, lo primero que debemos hacer es colocar el frasco en posición horizontal, y luego vertical (para no atrapar aire en la gota a dispensar). Se coloca el frasco gotero perpendicular al block de mezcla y se dispensa la cantidad de gotas que corresponda con la medida de polvo empleada.

La mezcla se realiza incorporando el polvo en dos incrementos, dividiendo previamente el polvo a la mitad, espatulando en corte y doblez en pequeña superficie cada incremento durante 15-20 segundos. Este espatulado tiene por objeto proteger las partículas del vidrio sin reaccionar de un nuevo ataque ácido, evitando que se rompa el gel de sílice, lo que mejora la estructura final.

Se debe llevar a boca cuando la mezcla posee brillo en la superficie, esto implica que existen grupos carboxilos libres para reaccionar con el tejido dentario. Una apariencia mate indica que no hay suficiente ácido libre para una adhesión adecuada. El tiempo de trabajo ronda los 2-3 minutos.

Previamente a la inserción del C.I.V se puede realizar un pre tratamiento de la superficie para mejorar la adhesión; esto se hace con ácido poliacrílico 10-25% durante 10 a 20 segundos, posteriormente se lava.

Una vez realizada la restauración con C.I.V se recortan los excesos y se protege el mismo con un barniz o un adhesivo fotopolimerizable. El pulido de la restauración, se debe realizar luego de 24 horas (fraguado final).

Reiteramos que los C.I.V convencionales no se pueden acabar y pulir en la misma sesión, ya que es necesario cubrirlos con un barniz o adhesivo para protegerlos de la exposición prematura a la humedad bucal. Las cualidades o propiedades del C.I.V dependen en gran medida de los procesos aquí mencionados, a recordar: preparación de la superficie dentaria, correcta manipulación y correcta protección del cemento durante su fraguado.

6- Propiedades

Los C.I.V deben cumplir con una serie de requisitos que están incluidos en la especificación N°96 ANSI/ADA de 1994, donde se les exigen:

- Espesor de película (ionómero tipo I) de 22-24µm.
- Solubilidad en agua a las 24hs, inferior a 0.4-1.5
- Resistencia compresiva de 90-230MPa a las 24hs.

Las grandes ventajas de los C.I.V respecto a otros materiales de uso odontológico son:

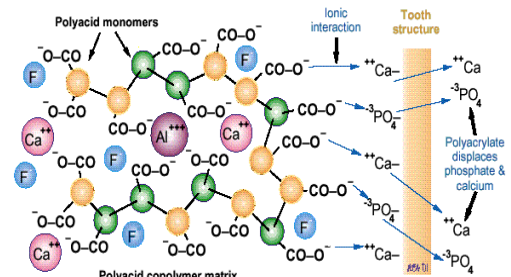
Biocompatibilidad: el C.I.V a pesar de su pH inicial de 3.5 es considerado biocompatible dado que por su elevado peso molecular (gran tamaño), las moléculas del ácido no atraviesan los túbulos dentinarios. En cavidades profundas su biocompatibilidad es discutida ya que aumenta el diámetro de los túbulos dentinarios.

En pocos minutos la mezcla alcanza un pH cercano a la neutralidad.

Liberación de flúor: el C.I.V libera importantes cantidades de flúor en forma sostenida durante un tiempo prolongado. El flúor se libera por difusión, siendo la mayor liberación durante las primeras horas y días después de colocar el cemento (hasta aprox. 90 días), los valores decrecen a medida que transcurre el tiempo.

Además, los C.I.V tiene la posibilidad de actuar como reservorio del flúor que el paciente recibe como aportes adicionales de fluoruros. Es de destacar que cuando los C.I.V liberan flúor no experimentan degradación ni pérdida de masa.

Adhesión química: el C.I.V presenta una unión química de naturaleza iónica entre los grupos carboxilos y el calcio de la hidroxiapatita del esmalte y de la dentina. Los grupos ácidos forman en principio puentes de hidrógeno, que luego serán reemplazados por enlaces iónicos. La unión adhesiva es aceptable (7 MPa) y puede llegar a los 10MPa si se realiza algún pre tratamiento de la superficie dentaria.



Coefficiente de expansión térmica: poseen un C.E.T de 8×10^{-6} , siendo el valor de la dentina de 8.3×10^{-6} y el del esmalte de 11.4×10^{-6} . Esta concordancia entre los coeficientes minimiza la microfiltración marginal, previniendo así la recidiva de caries.

Otras propiedades:

Módulo elástico: El C.I.V presenta valores similares a la dentina, siendo menos rígido que el cemento de fosfato de zinc.

Radioopacidad: brindada por ciertos componentes del polvo (estroncio, bromo y óxido de zinc).

7- C.I.V modificado con resina

También se los conoce con el nombre de Ionómeros Híbridos (CIVH). Fueron desarrollados con la finalidad de mejorar las propiedades que los C.I.V convencionales no cumplían satisfactoriamente: la baja resistencia, alta solubilidad, pobre estética y prolongado tiempo de fraguado.



Presentación comercial de Ionómeros de Vidrio Híbridos de las firmas 3M ESPE y FUJI – GC.

Composición y reacción de fraguado:

Polvo: Es un vidrio de flúor alúmino silicato de calcio radiopaco. Puede contener fotoiniciadores.

Líquido: Contiene entre 21 y 41% de una resina hidrofílica (HEMA) y entre 25 y 45% de ácidos polialquenoicos, agua y en algunas presentaciones sistema fotoiniciador.

En estos sistemas el material puede presentarse comercialmente en forma de polvo/líquido, cápsulas, pasta-pasta.

Algunos ionómeros híbridos incorporan en su presentación comercial un primer específicamente diseñado, el cual está formado por un líquido que contiene resinas hidrófilas y ácidos policarboxílicos, teniendo como vehículo un solvente como el alcohol o la acetona. El objetivo de este primer es permitir una mejor adhesión.

Si bien después de su colocación no requieren una protección especial ya que han polimerizado, algunos fabricantes suministran un líquido para dar un acabado final (glaseado) sobre la base de resinas fluidas sin rellenos.

Reacción de fraguado:

Estos cementos se caracterizan por tener dos tipos de reacciones.

- a) Reacción ácido-base ionomérica característica de estos materiales
- b) Reacción de polimerización

De acuerdo al mecanismo de iniciación se pueden clasificar los C.I.V.H en:

- Fotopolimerizables
- Autopolimerizables
- Triple curado (presenta la típica reacción ácido-base, además de una foto y auto polimerización).

La reacción de fotopolimerización acorta el tiempo de fraguado a (20-30segundos) ahorrando tiempo clínico. Existe un material que combina distintos sistemas de iniciación de la polimerización, foto y auto.

Propiedades:

Este tipo de materiales presenta las propiedades convencionales de los C.I.V por un lado (adhesión específica, biocompatibilidad, liberación de flúor y coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dentaria) y por otro lado las de las resinas compuestas (propiedades mecánicas aumentadas e insolubilidad).

En síntesis, las mejoras de los híbridos respecto a los convencionales son las siguientes: mejor estética (más translúcidos), propiedades mecánicas aumentadas, mayor resistencia al desgaste, menor solubilidad y menor tiempo de fraguado. La fuerza de adhesión sin el uso del primer específico, oscila entre 10 y 16MPa, mientras que con el uso del primer asciende a 20MPa.

8- C.I.V modificado con metal

Se pueden reforzar mediante la incorporación de una aleación de plata al polvo de vidrio, a la que se le conoce como Miracle Mix ® ("mezcla milagrosa"), o mediante la fusión de polvo de vidrio y partículas de plata gracias al sinterizado. Esta última fórmula se denomina "cermet".

Los valores obtenidos muestran que los rellenos metálicos tienen poca o ninguna influencia sobre las propiedades mecánicas. Liberan menos flúor, a la vez que también pierden el valor estético, ya que las partículas metálicas le otorgan un aspecto opaco grisáceo. Hoy, su uso es muy limitado.

9- C.I.V de alta viscosidad

En algunas situaciones y programas de salud en zonas con falta de equipamiento, se desarrolla la técnica de *tratamiento restaurador atraumático* (TRA). Esta técnica consiste en la eliminación parcial de caries con instrumentos de mano. En estas situaciones las propiedades de liberación de flúor y adhesión química del ionómero lo convierten en el material más adecuado.

En los ionómeros de alta viscosidad, la relación polvo/líquido es mayor, dando origen a un material más viscoso y con mayor resistencia compresiva. Los vidrios han sido mejorados con el agregado del estroncio e incluso zirconio, no conteniendo calcio en su composición, reduciendo los tiempos de trabajo y de fraguado, mejorando notablemente sus propiedades físico-químicas y mecánicas y liberando elevadas y sostenidas concentraciones de flúor.



U.T. 7.- Ceras, revestimientos y procedimiento de colado

Contenido:

- Ceras para colado
 - Propiedades generales
 - Tipos
 - Composición
 - Manipulación
 - Propiedades térmicas
 - Particularidades de cada grupo.
- Revestimientos
 - Requisitos
 - Clasificación según el aglutinante
 - Cambios dimensionales
- Procedimiento de Colado
 - Conceptos generales

Bibliografía:

- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Materiales en odontología. Vega del barrio.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición. Phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- Cunningham.
- Materiales dentales. Fundamentos para su estudio. Macchi.

INTRODUCCION:

Cuando clasificamos los materiales de restauración mencionamos a las restauraciones que se llevan a la cavidad oral en estado rígido, es decir, que serán fijadas a la pieza dentaria.

Actualmente cuando mencionamos "ceras, revestimientos y colados" nos estamos refiriendo a las incrustaciones metálicas y a las etapas mediante las cuales se obtienen:

1) CONFECCIÓN DEL PATRON DE CERA

En la mayor parte de los casos se obtiene sobre el troquel de la pieza a restaurar. Previamente, en boca, se eliminó caries, eventualmente se utilizó un protector pulpar en alguna zona profunda, se tomó impresión y se vació la misma para obtener el troquel.

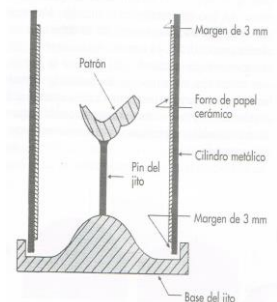
Este patrón de cera reconstruye las estructuras perdidas, devolviendo la anatomía correspondiente, de forma que, en el troquel una parte de la pieza dentaria es yeso y otra parte es cera para colado.

2) REVESTIDO DEL PATRON DE CERA

En esta etapa el patrón de cera se rodea de revestimiento, con la finalidad de obtener una cámara por donde entrará el metal fundido. Básicamente se trata de un material refractario: que soporta elevadas temperaturas sin que se altere su estructura. El mismo es susceptible de expandir, lo que permite compensar las contracciones de los diferentes materiales utilizados para obtener la incrustación: material de impresión, cera para colado y aleación fundida, que contraen al fraguar o endurecer.

3) COLADO

Es el procedimiento mediante el cual el metal fundido entra en la cámara de colado, es decir, "se cuele". La cámara se forma cuando luego de fraguar el revestimiento se elimina la cera en el horno. El metal fundido llega a la cámara, solidifica y de esa forma obtenemos el colado.



CERAS

Las ceras de uso odontológico se podrían definir como materiales orgánicos –de origen natural o sintético- cuya estructura puede ser microcristalina o amorfa.

La especificación número 4 de la ADA divide las ceras para colado en dos tipos:

-Tipo I: Se emplean en la técnica directa para la confección de patrones de cera directamente en boca.

-Tipo II: Son aquellas que se utilizan en la técnica indirecta para confeccionar el patrón de cera sobre un troquel.

Las técnicas modificadas implicarían la combinación de ambas: indirecta-directa, por ejemplo, donde un patrón confeccionado sobre un troquel se prueba en boca.

COMPOSICIÓN:

-Parafina: cera mineral semicristalina entre 40 y 60%. Se trata de una mezcla compleja de hidrocarburos con un amplio intervalo de fusión: es posible modificar el punto de fusión de la cera al cambiar la composición de la parafina ya que se trata de una mezcla de fases amorfas y microcristalinas.

De todas formas, es una cera rígida: tiende a descamarse al ser cortada y no presenta una superficie lisa y brillante.

-Resina natural de origen vegetal. Brinda un aspecto liso luego del corte y evita la descamación.

-Cera carnauba: en la naturaleza se halla en forma de polvo sobre las hojas de ciertas palmeras tropicales. Es bastante densa y su punto de fusión es elevado. Combinada con la parafina disminuye el escurrimiento a temperatura bucal. Otorga más brillo superficial que la anterior.

-Candelilla: reemplaza total o parcialmente a la carnauba ya que presenta las mismas propiedades con un menor punto de fusión y no es tan dura como la carnauba.

-Ceresina: puede reemplazar parte de la parafina para modificar la tenacidad y así facilitar el modelado de la cera.

En las ceras actuales, parte de la carnauba se reemplaza por ceras sintéticas ya que homogenizan las propiedades y tienen mayor punto de fusión.

REQUISITOS:

1) Al reblandecerse debe permanecer plástica presentando textura lisa, sin escamarse o laminarse.

2) En lo que se refiere al escurrimiento, para ambos tipos de cera debe ser del 1% o menor, para las de tipo I a 37°C y para las de tipo II a 30°C; y para ambas debe ser del 70% o mayor a 45°C.

Esto quiere decir que las ceras tipo I, a 37°C deben estar rígidas: no pueden deformarse durante el retiro por causa de su escurrimiento. Mientras que las de tipo II pueden estar rígidas a una temperatura menor (temperatura ambiente): no es necesario aumentar su punto de fusión para que solidifiquen a 37°C porque modelar el patrón de cera a menos temperatura hace que haya menor deformación por cambios térmicos.

3) Deben permitir el modelado en espesores delgados.

4) Su color debe contrastar con la estructura dentaria o con el yeso del troquel.

5) Durante su eliminación debe evaporarse sin dejar residuos a 500°C, de otra forma el colado quedaría redondeado ya sea porque el aire no puede salir totalmente cuando entra el metal fundido a presión o porque hay residuos en la cámara de colado.

PROPIEDADES

1) Baja conductividad térmica, debido a la ausencia de electrones libres que conduzcan energía. Esto hace que requiera un cierto tiempo homogeneizar la temperatura tanto durante el calentamiento como durante el enfriamiento.

2) Elevado C.E.T. Su incidencia sobre la deformación es más importante en las de tipo I, ya que su punto de fusión es mayor que las de tipo II.

3) Deformación: Se debe a las variaciones localizadas de la distancia intermolecular y se origina en:

a) los cambios térmicos: el CET determina que exista contracción durante el enfriamiento. Debemos calentar la cera a la menor temperatura posible como para plastificarla y que nos permita modelarla.

b) la liberación de tensiones inducidas o relajación debida a diferentes factores:

- variables de la manipulación durante el modelado: cambios de temperatura, presión, corte, estirado, etc.

- estructura y composición de la cera. La cera es homogénea solo en estado líquido. En estado sólido la cera presenta una estructura compuesta donde la parafina representa los núcleos y los componentes microcristalinos (la matriz). Si plastificamos solo la matriz, para modelar el patrón, las tensiones liberadas al enfriarse serán menores que cuando se funden en parte o completamente los núcleos de parafina. En el último caso, la solidificación de los cristales en la matriz semi-rígida origina tensiones que provocarán deformación al relajarse.

La deformación ocurre durante el restablecimiento de las condiciones de equilibrio, la energía se hace uniforme por el paso del tiempo o por un cambio térmico. Cuando durante el modelado agregamos cera fundida en algún punto del patrón de cera, se originan cambios de energía localizados.

c) escurrimiento en estado sólido: el patrón de cera solidificado puede sufrir escurrimiento mientras no se incluya en el revestimiento. Mientras mayor sea el tiempo que transcurra o mayor sea la temperatura, mayor será el escurrimiento. Ni siquiera manteniendo el patrón en el troquel se puede evitar la deformación.

El tiempo máximo que puede transcurrir antes de revestir es de 45 minutos.

REVESTIMIENTOS

Como mencionamos anteriormente, una vez terminado el patrón de cera debemos crear la cámara de colado. Para lograrlo vamos a colocar el patrón de cera sobre una base para colado.

Para poder retirar el patrón de cera utilizamos un perno que nos permitirá fijar el patrón a la base. El perno puede ser de plástico o de metal (siempre que sea inoxidable), debe ser completamente liso y con una sección adecuada como para formar un túnel o bebedero en el revestimiento por donde entrara el metal fundido para llegar a la cámara de colado una vez que hayamos eliminado la cera.

Colocamos el perno a una temperatura tal que nos permita ubicarlo profundamente en el patrón en la zona de mayor espesor de cera evitando dañar la anatomía, buscando formar un ángulo de 45° entre el perno y el patrón de cera.

Una vez que la cera ha solidificado llevamos el patrón a la base, cuya altura debe ser la tercera parte (1/3) de la altura del cilindro. El perno y la base deben permitir ubicar el patrón a una altura tal que entre éste y el borde libre del cilindro solo haya unos 6 mm. Si la distancia fuera menor, al entrar el metal fundido e impactar sobre el revestimiento, lo fracturaría (el revestimiento tiene baja resistencia al impacto); y si la distancia fuera mayor, el aire que ocupa la cámara de colado y que es empujado fuera del revestimiento por el metal fundido, no puede atravesar un espesor mayor a 6mm.

Analizaremos brevemente las características de los revestimientos, a los que vamos a clasificar según el punto de fusión de la aleación que vayamos a colar: para aleaciones de bajo punto de fusión o aglutinadas con yeso y para aleaciones de elevado punto de fusión o aglutinadas con fosfato.

1) REVESTIMIENTOS AGLUTINADOS CON YESO

La composición de estos revestimientos es muy sencilla:

-un material refractario, representado por una de las cuatro variedades alotrópicas del cuarzo, la cristobalita (de composición química SiO₂, sílice).

La cristobalita tiene una curva de dilatación con un brusco aumento de volumen a los 230°C (algunos autores lo ubican entre los 200 y 270°C). Cambia su estructura de una

forma alfa (tetragonal) a una forma beta (cubica a cara centrada) de menor densidad, lo que lleva a un aumento de volumen del 3 al 7%. De esta manera la expansión térmica lograda contrarresta las contracciones: de la cera, del yeso del revestimiento durante el calentamiento para eliminar la cera y del metal.

Por lo tanto, el material refractario es el responsable de la expansión.

-un material aglutinante, representado por el yeso piedra: de manera que al mezclar el revestimiento con agua este fragua en forma rígida dentro del cilindro rodeando el patrón de cera y el perno. El aglutinante constituye del 25 al 45% del revestimiento.

Como en el yeso hay agentes modificadores, en los revestimientos se agregan agentes reductores para que no se oxide la aleación al entrar en la cámara de colado.

El tiempo de fraguado oscila entre 5 y 25 minutos, la expansión de fraguado es mayor que la del yeso por interposición de las partículas de SiO₂ (del 0,4 al 0,5%).

La expansión higroscópica se produce cuando el yeso fragua en presencia de agua, de manera que puede producirse también en estos revestimientos. La desventaja de emplear este tipo de expansión radica en que es sumamente difícil predecir cuál será el valor de la expansión.

La expansión térmica está íntimamente relacionada con la variedad del SiO₂ empleada y con la cantidad empleada por el fabricante en su formulación.

El tamaño de las partículas del revestimiento además de influir sobre el tiempo de fraguado determina la rugosidad superficial del colado. En los revestimientos es sumamente importante la porosidad (de manera que el aire pueda salir de la cámara de colado en el momento en que lo desaloja el metal fundido), debe existir uniformidad de las partículas: si hay partículas finas y gruesas disminuye la porosidad.

2) REVESTIMIENTOS AGLUTINADOS CON FOSFATO

Estos revestimientos presentan también un componente refractario que es básicamente el mismo que en los anteriores: cuarzo y cristobalita. El aglutinante es el que ofrece la mayor diferencia: se trata de una solución acuosa coloidal compuesta por fosfato de amonio, óxido de magnesio y sílice coloidal; se diluyen en agua en mayor o menor cantidad según la expansión deseada siguiendo las instrucciones del fabricante. En el mercado encontramos dos tipos de revestimientos fosfatados:

- Tipo I: para colado de incrustaciones
- Tipo II: para esqueletos de prótesis parciales fijas

Las grandes ventajas de estos revestimientos son:

- No se descompone el aglutinante a temperaturas elevadas
- La textura superficial del colado es superior debido a la fineza de sus partículas

PROCEDIMIENTO DE COLADO

La finalidad de los procedimientos de colado es brindar una reproducción metálica de la estructura dentaria perdida con la mayor precisión posible.

Para lograr la mayor precisión posible debemos tener en cuenta ciertos detalles en relación a:

1) El perno: una vez que fijamos el patrón a la base cubrimos el perno con una capa delgada de cera (para facilitar luego su retiro) y a 1 mm del patrón de cera confeccionamos un reservorio (completamente esférico) para evitar la porosidad por contracción localizada en el lugar donde se insertó el perno. Esta función se cumple siempre y cuando el reservorio se ubique en el centro térmico del cilindro. Dicha ubicación nos asegura que no solidifique primero el metal fundido que se encuentra en el bebedero.

De todas formas, siempre colocamos una gota de cera antes de colocar el perno.

Otro factor que interviene en la fidelidad es la ubicación del perno: lo colocaremos en el sector donde haya mayor volumen de cera. Además, como mencionamos anteriormente, el ángulo en que insertamos el perno no puede ser de 90° (en forma perpendicular) porque se formarían turbulencias cuando entra el metal líquido y se originarían porosidades. Lo ideal es insertarlo a 45°.

El patrón debe poder insertarse en el sentido del eje principal del diente o de la cavidad tallada.

2) El cilindro: al ser rígido inhibe la expansión de fraguado y térmica en sentido transversal. Para permitir la expansión transversal se puede usar un cilindro de goma o colocar una capa o dos de lámina ignífuga para permitir la expansión del revestimiento. La lámina se coloca mojada, de manera que no absorba agua del revestimiento y brinda a su vez una expansión semi higroscópica ya que aporta agua al revestimiento.

Su espesor no debe ser menor a 1 mm.

De todas maneras, debemos recortar el amianto a 3 mm de cada borde del cilindro para reducir la expansión en sentido longitudinal y lograr una expansión más uniforme.

3) El revestido: antes de preparar el revestimiento pincelamos el patrón con una solución batóctona, (que puede ser una solución de agua jabonosa) para aumentar la energía superficial de la cera y permitir que el revestimiento la cubra sin atrapar aire.

Una vez cubierto el patrón llenamos el cilindro vibrando siempre suavemente.

4) Eliminación de la cera: una hora después de revestir podemos llevar el cilindro al horno para eliminar la cera y calentar el revestimiento hasta la temperatura del colado. Antes de colocarlo en el horno le retiramos la base. El cilindro se coloca en el horno frío y se programa de manera que llegue a 700°C en una hora, es decir, lentamente. Para los revestimientos fosfatados la temperatura será mayor.

La cera en un principio se funde y luego se elimina en forma de monóxido o dióxido de carbono: por este motivo colocamos al principio el cilindro con el perno hacia abajo y luego lo damos vuelta, para que el monóxido y el dióxido puedan salir.

5) Colado: Una vez que el cilindro llega a los 700°C, colamos, es decir, hacemos pasar el metal fundido a través del bebedero hasta la cámara de colado. El tiempo que tenemos para fundir la aleación sin que el revestimiento contraiga significativamente es de aproximadamente 1 minuto.

Existen diferentes aparatos para colado, pero en todos ellos el metal fundido entra a presión en la cámara de colado.

Una vez que se ha colado, debemos recuperar el colado sumergiendo el cilindro en agua a temperatura ambiente y limpiando ambas superficies (externa e interna) con un cepillito para eliminar el revestimiento. Una vez que está limpio, verificamos que no tenga burbujas, aletas o defectos que puedan interferir en su adaptación y lo probamos en el troquel para proceder a su terminación y pulido.

U.T. 8.- Metales y Aleaciones en Odontología

Contenido:

- Introducción
- Conceptos generales
- Aleaciones
 - Clasificación según el contenido de metal noble
 - Componentes
 - Propiedades
 - Estudio comparativo

Bibliografía:

- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Materiales en odontología. Vega del barrio
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición. Phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- Cunningham.
- Materiales dentales. Fundamentos para su estudio. Macchi.

Los **Metales** son todos los elementos que en una solución electrolítica ionizan positivamente. Los iones metálicos se dirigen al polo negativo (cátodo), por lo tanto se comportan como electropositivos (cationes).

En la tabla periódica, se encuentran a la izquierda y centro de la misma.

Hay elementos que no ionizan positivamente pero que tienen características de metales; y se los conoce con el nombre de metaloides (Ej. Silicio y boro).

Los metales son usados en odontología en una variedad de aplicaciones, incluyendo fabricación de aparatos protésicos, bandas de ortodoncia, coronas temporales y permanentes, etc. Los más comúnmente usados son: oro, níquel, cobalto, cromo, aluminio, titanio, hierro, paladio, platino, plata, osmio, cobre, cinc, indio, berilio y estaño.

Características generales de los metales

- Son electropositivos (ceden electrones y se ionizan en una solución electrolítica formando cationes)
- Sólidos a temperatura ambiente: en su gran mayoría, con excepción del mercurio y el galio.
- Buenos conductores térmicos y eléctricos.
- Brillan al ser pulidos.
- Poseen una estructura cristalina
- Son duros, opacos y densos
- Presentan elevada temperatura de fusión
- Poseen gran resistencia y buenas propiedades mecánicas
- Son dúctiles y maleables
- Insolubles en agua
- Pueden ser atacados por ácidos
- Son fusibles y pueden ser colados

Estructura cristalina

A medida que un metal se va enfriando, sus átomos van adaptando una disposición espacial adecuada y específica, típica de cada metal. La estructura básica que se repite a lo largo de todo el material se denomina celda unitaria o elemental, y la suma de todas estas celdas unitarias forma la llamada red cristalina.

La forma macroscópica de un cristal puede corresponder en algunos casos a la forma de la celda unitaria. Sin embargo, los cristales de metales debido a la alta energía superficial que tienen adoptan distintas formas.

Un metal es un material policristalino, y cada uno de los cristales se conoce como grano cristalino. Estos granos se forman cuando el material solidifica, al llegar a una temperatura desde el estado líquido (punto de fusión) se forman las primeras porciones de metal sólido (podría decirse que se forman las primeras celdillas unitarias). Sobre éstas, se depositan las porciones que solidifican posteriormente,

lo que provoca el crecimiento de los núcleos cristalinos, dándose un crecimiento ramificado (dendrítico).

Cuando el crecimiento dendrítico hace que los núcleos se pongan en contacto, el crecimiento se detiene, el metal ha solidificado por completo, y alrededor de cada núcleo se ha formado un grano cristalino.

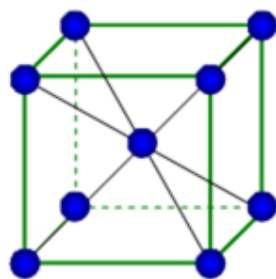
La línea o espacio que separa un grano de otro se denomina ESPACIO INTERGRANULAR, y tiene gran importancia en el comportamiento de los metales ante la acción de cargas.

Reticulado espacial

Los metales son elementos que en estado sólido forman con cierta facilidad una estructura cristalina, es decir cristales con iones distribuidos de tal modo que llevan a la formación de un reticulado espacial. La estructura básica que se repite a lo largo de todo el material se denomina celdilla unitaria, y la suma de éstas forma la red cristalina. De acuerdo con las diferentes ubicaciones de los iones en el reticulado espacial se pueden dar distintos tipos de celdas unitarias:

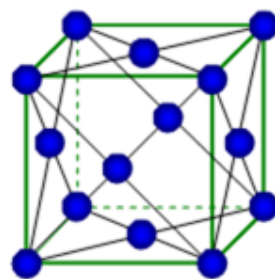
- Cúbico a cuerpo centrado: aquí los átomos se disponen en los vértices del cubo y en el centro del mismo. Son metales en los que predominan las propiedades de resistencia.
- Cúbico a cara centrada: elementos que tienen estas celdas son el oro y el cobre. Los átomos se disponen en los vértices del cubo y en el centro de la cara. Predominan propiedades como ductilidad y maleabilidad.
- Hexagonal: los átomos se ubican en los vértices de un cuerpo de base hexagonal, en el centro de cada base y en el centro de las caras laterales no adyacentes. La principal característica de este grupo es la resistencia a la deformación plástica.

Crystal lattice examples



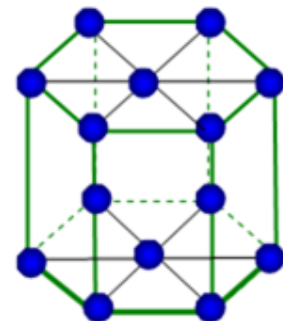
Cubic body centered (bcc)

Fe, V, Nb, Cr



Cubic face centered (fcc)

Al, Ni, Ag, Cu, Au



Hexagonal

Ti, Zn, Mg, Cd

Curva de enfriamiento de un metal puro

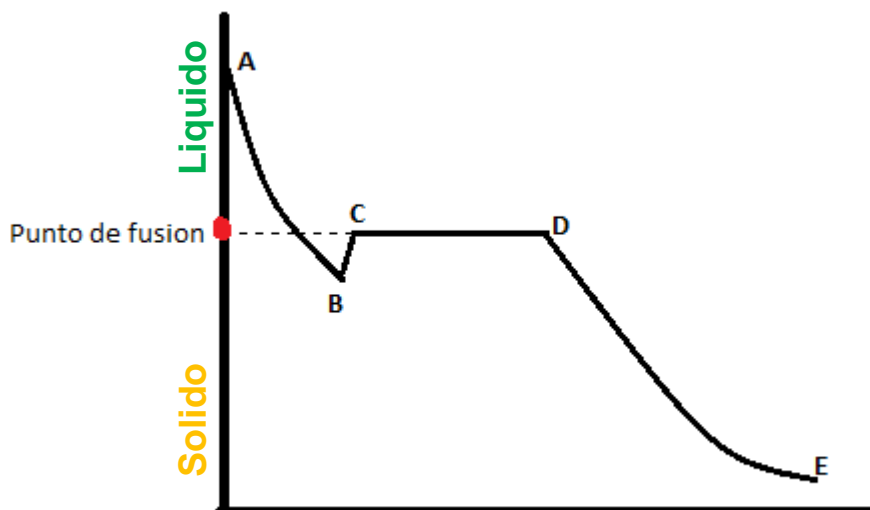
Si se registra el comportamiento térmico de un metal al enfriarse y se llevan los datos a un sistema de coordenadas cartesianas ortogonales, es posible obtener una curva de enfriamiento de ese metal.

En la gráfica hay una porción horizontal, una meseta. La temperatura a la cual se produce ésta es la misma a la que solidifica el metal (temperatura de fusión). En esa meseta existen partes sólidas y líquidas de metal, es decir, dos fases. A temperaturas superiores solo hay una fase, líquida, y a temperaturas inferiores solo la fase sólida.

La temperatura se mantiene constante durante esa solidificación debido a la liberación del llamado calor latente de fusión. Éste, representa la diferencia que existe entre la energía que tiene la estructura en el estado líquido y la que tiene en estado sólido, que es mucho menor.

Al enfriarse desde el estado líquido (punto A), el metal no comienza a liberar calor al llegar a la temperatura de solidificación (meseta), sino que continúa enfriándose hasta un poco por debajo de ella (punto B), esto es el fenómeno de sobre enfriamiento. Solo después de ello se forman los primeros núcleos de cristalización, produciéndose la exotermia que eleva la temperatura hasta la solidificación (punto C) y la mantiene constante hasta terminada la cristalización (punto D). A partir de allí continúa perdiéndose el calor hasta alcanzar la temperatura ambiente.

El sobreenfriamiento se produce porque los primeros átomos o iones que se unen para formar núcleos, tienen que alcanzar cierto valor de energía para no ser absorbidos por la energía del líquido que los rodea; y esto solo lo logran a una temperatura menor a la real de solidificación.



Metales más empleados en odontología: de los metales, los más utilizados en odontología, son el oro, platino, paladio, la plata y el cobre.

Los podríamos clasificar de la siguiente forma:

- Metales de baja fusión: fácilmente fusibles, presentan un punto de fusión próximo o inferior a los 500°C aproximadamente. Dentro de éstos, se destacan de interés odontológico, el aluminio, cinc, estaño y mercurio.
- Metales fáciles de deformar plásticamente: generalmente cristalizan en el sistema cúbico a cara centrada. Se encuentran aquí, el oro, la plata, el hierro, el cobalto, el cobre, el platino y los pertenecientes al grupo del platino. Los metales difíciles de deformar suelen cristalizar en el sistema hexagonal.
- Metales ligeros y pesados: los conocidos como ligeros serían aquellos de baja densidad. El límite entre los ligeros y los pesados se establece en una densidad de 5. Como ejemplos podemos citar al aluminio y al titanio, con una densidad de 2.7 y 4.51 respectivamente. Las restauraciones que se realizan con titanio o con sus aleaciones, son las más ligeras de las utilizadas hasta ahora en la odontología.
- Metales nobles, no nobles y preciosos: los metales poco o nada activos, reciben el nombre de metales nobles; y tienen particular interés en el mundo de la odontología. Se caracterizan porque a presión atmosférica no se oxidan ni al aire limpio ni en frío ni en caliente, son resistentes a la oxidación y a la corrosión. En otras palabras, los metales nobles son químicamente estables. Entre ellos cabe incluir al oro, la plata, el platino y a los pertenecientes al grupo del platino.
- Metales abundantes y metales traza: en la naturaleza existen una serie de metales en grandes cantidades, tales como el aluminio, hierro, calcio, sodio, potasio, magnesio, titanio, manganeso, etc. Por el contrario, los metales presentes en una proporción inferior al 0.1% en la corteza terrestre, reciben el nombre de metales traza; entre ellos están el berilio, cadmio, cinc, cobre, estaño, níquel, mercurio, oro, plata, entre otros.
- Metales puros en el campo dental: de los metales usados en el arte dental, unos pocos se han utilizado, o utilizan, en estado puro tales como el oro, la plata y el titanio fundamentalmente.
El cobre se utiliza puro también, pero no para entrar en contacto con el medio biológico, sino para elaborar modelos de trabajo metalizados en el laboratorio, muy duros, mediante un procedimiento de electrodeposición.

Actualmente, el titanio se utiliza puro en la elaboración de diferentes tipos de implantes odontológicos, estructuras coladas en el laboratorio dental para prótesis removible o fija, fabricación de instrumental, etc.

- Los metales y los fenómenos de oxidación: en el sentido estricto de la palabra significa captación de oxígeno, pero el concepto de oxidación es más amplio, se entiende como pérdida de electrones. A partir de aquí, el metal puede combinarse con oxígeno o con otros elementos como el cloro, azufre, etc. Para formar cloruros, sulfuros, etc. Pero es importante saber, que la oxidación no

siempre es un fenómeno indeseable. Se conoce con el nombre de pasivación la formación de finas películas de óxido u óxidos correspondientes, sobre la superficie de un metal, que resultan una eficaz barrera protectora contra subsiguientes ataques. Una buena parte de los metales empleados en la odontología presentan el fenómeno de pasivación: cromo, titanio, molibdeno, etc. Dicho fenómeno consiste en la formación de una capa superficial de óxidos de elevada resistencia al desgaste, no soluble y firmemente adherida, que protege al material de una subsiguiente corrosión o pigmentación.

Aleaciones

Los elementos metálicos se pueden combinar entre sí y con otros elementos para formar compuestos, disoluciones y mezclas. Una mezcla de dos o más metales, o de un metal y ciertos elementos no metálicos como el carbono, se denomina aleación. Esto se realiza con la finalidad de mejorar las propiedades de cada metal que lo compone.

Los componentes de las aleaciones son solubles en estado líquido, lo que permite su combinación física, por lo que los componentes forman un sistema homogéneo, de una sola fase.

Los metales son solubles en estado líquido, pero no necesariamente lo son en estado sólido. Al solidificarse, pueden separarse por completo el uno del otro para formar una estructura heterogénea, o pueden continuar disueltos uno en otro en estado sólido (una sola fase) formando estructuras denominadas soluciones sólidas (cuando los metales son miscibles tanto en estado líquido como sólido).

Sistema de aleaciones

Para formar una aleación se mezclan uno o más metales hasta que alcancen un estado de líquido homogéneo.

Cuando dos aleaciones no son completamente miscibles en estado líquido, no pueden formar ningún tipo de aleación.

Al enfriarse pueden formar una de estas tres microestructuras, las cuales se clasifican según su solubilidad en:

- Solución sólida: cuando los metales son completamente miscibles en estado líquido y permanecen mezclados en estado sólido (son solubles en estado líquido y sólido).
Se disuelven del todo uno en el otro, y otros átomos de uno de ellos pasan a integrar el reticulado espacial del otro. Los componentes pierden su individualidad en una solución sólida y solo se observa una fase.
- Compuesto intermetálico: la fase resultante tiene una composición química fija o un margen de variación muy estrecho (ej. Amalgama).

Son solubles en estado sólido y líquido, pero es diferente a las soluciones sólidas porque éstos tienen proporciones entre los metales que se asemejan a un compuesto químico pero no respetan las leyes de valencia.

- Mezcla eutéctica: cuando las mezclas son miscibles en estado líquido pero se separan en estado sólido.

Requisitos de una aleación

- Biocompatibilidad (no tóxicas, no alérgicas y no carcinogénicas)
- No deben poseer intervalos de fusión amplios
- Químicamente estables
- Susceptibles de un acabado y pulido lo más perfecto posible
- Excelentes propiedades mecánicas
- De fácil fundición y vaciado.
- Fáciles de soldar y pulir.
- Baja contracción al solidificar
- Adecuada relación costo - beneficio

Clasificación

Se utilizan metales nobles como base de la aleación (la base es el elemento que se encuentra en mayor proporción en la composición). De esta manera no se forman óxidos que pueden solubilizarse y se garantiza protección contra los mecanismos de corrosión. Los metales que entran en esta categoría son el oro y los seis metales del grupo platino (platino, paladio, radio, iridio, osmio y rutenio).

1. Según contenido de metal noble (según ADA)

a. Con alto contenido de metal noble

- Aleaciones de oro: compuestas por Au, Ag, Cu, Pd, Pt, Zn.
Tienen un porcentaje mínimo de cobre, que al aumentarlo, aumenta la dureza (el oro la disminuye). El cobre es el principal responsable de elevar los valores de las propiedades mecánicas, especialmente el límite proporcional, y por ende la dureza. La plata es incorporada fundamentalmente para contrarrestar el color rojizo que tiende a otorgar el cobre de la aleación. El paladio y en especial el platino permiten elevar las propiedades mecánicas.

Varios tipos:

Tipo I: aleaciones de oro blandas. 80 % oro, muy dúctil y maleable.

Tipo II: aleaciones de oro medianas

Tipo III: aleaciones de oro duras

Tipo IV: aleaciones de oro extraduras. 65 – 70 % de oro, mayor punto de fusión.

Tipos	comportamiento	Au	Ag	Cu	Pd	Pt	Zn
I	blanda	88 %	7%	4%	2%	0,5 %	0,5%
II	media	78%	11%	8%	3%	2%	0,5%
III	dura	75%	9%	10%	3%	4%	1%
IV	extradura	67%	12%	12%	5%	4%	2%

- Aleaciones de oro y paladio: compuestas por Au, Pt y ocasionalmente Ag.

b. Con bajo contenido de metal noble

- Aleaciones con bajo contenido de oro: menos de 40% de oro. Compuestas por Au, Pd y Ag.
- Aleaciones plata - paladio: compuestas por Ag y Pd (25% como mínimo).

Habitualmente, se eligen aleaciones nobles por su relativa economía y sus mejores propiedades mecánicas (en comparación con las de las aleaciones muy nobles) que las hacen más adecuadas para el trabajo de prótesis de elevado requerimiento estético y las subestructuras metálicas más delicadas

c. Sin contenido de metal noble (metal base)

Para sustituir totalmente el oro, la aleación debe contener suficiente cantidad de algún elemento metálico, que tenga la posibilidad de pasivarse y transmitir esa propiedad a la aleación. Este fenómeno se manifiesta en el cromo, titanio y aluminio.

- Aleaciones a base de níquel – cromo: compuestas por Ni (60 – 80 %), Cr (10 – 25%), Be, Mo, Fe.
- Aleaciones a base cobalto – cromo: compuestas por Co (35 – 65%), Cr (20 – 35%), Be, Mo, Fe, C.
- Aleaciones a base cobre – aluminio: compuestas por Cu (85 – 88%), Al (10 %).
- Aleaciones de titanio (Ti – Pd, Ti – Cu)
- Titanio puro: Biocompatible, resistente a la degradación electroquímica, alto módulo elástico, elevada resistencia mecánica, punto de fusión elevado, reactividad química con oxígeno, H, N (vacío)

Propiedades mecánicas

	Aleación oro	Ag - Pd	Ni - Cr	Co - Cr	Cu - Al
M. elástico	75 - 100	80	180	210	80 GPa
R. traccional	200 - 800	430	440	700 - 900	400 MPa
Limite elástico	80 - 890	430	250	550	400 MPa
Dureza	105	170	330	350	130 Vhm
Elongación	8-25%	10%	4%	2%	4%

Propiedades físicas

	Aleación oro	Ag - Pd	Ni - Cr	Co - Cr	Cu - Al
Densidad	15	11	7	7	8
T. fusión	880-950	1100-1200	1050-1300	1250-1400	900-1000 °C
Contracción	1.25- 1.65 %	1.5 %	2.2 %	2.3 %	1.5 %
Color	Amarillo	Gris	Gris	Gris	Amarillo
Costo	Alto	Medio	Bajo	Bajo	Bajo

Propiedades químicas

	Aleaciones oro	Ag - Pd	Ni - Cr	Co-Cr	Cu-Al
Pigmentación	Baja	Media	Baja	Baja	Media- alta
Corrosión	Nula	Muy baja	Nula	Nula	Media

U.T. 9. - Resinas Indirectas

Contenido:

- Introducción
- Indicaciones
- Contraindicaciones
- Ventajas y desventajas
- Clasificación
- Composición
- Manipulación
- Conclusiones

Bibliografía:

- Nandini S. Indirect resin composites. J Conserv Dent. 2010 Oct; 13(4):184-94.
- Cedillo VJJ, Cedillo FJE. Restauraciones indirectas de resina en una sola visita. Reporte de un caso clínico. Rev ADM 2013; 70 (6).
- Estética en odontología restauradora. Gilberto Henostroza

Introducción

Las resinas compuestas han evolucionado mucho, principalmente en lo que refiere a sus propiedades físico-mecánicas, lo que culminó con la indicación de estos materiales restauradores en cavidades pequeñas y medianas.

A pesar de las ventajas de las resinas compuestas, estas presentan limitaciones cuando son aplicadas directamente, las cuales pueden resultar en fallas. Estas fallas se atribuyen a tres factores:

- 1) Contracción de polimerización, la cual puede producir la formación de grietas en la interfase diente-material restaurador, dejando como consecuencia la restauración más susceptible a la filtración marginal, posibilitando sensibilidad posoperatoria.
- 2) Propiedades mecánicas, como la resistencia al desgaste.
- 3) Dificultad de la técnica para la obtención de contornos satisfactorios y restablecimiento del punto de contacto con el diente contiguo.

Varios autores han comprobados en estudios clínicos y de laboratorio que las propiedades físicas de las resinas compuestas fotopolimerizables mejoran mucho si este material se somete a una polimerización secundaria a través del calor (con o sin presión), fotopolimerización intensa, o a la asociación de más de uno de estos factores.

A partir de esta constatación y aliadas a las ventajas de una restauración cementada adhesivamente, surgieron técnicas restauradoras indirectas con resinas compuestas sometidas a una post-polimerización.

Las resinas compuestas para ser utilizadas en el laboratorio dental se desarrollaron en los años 80, presentando importantes limitaciones. En la actualidad podríamos decir que las resinas compuestas de última generación minan la supremacía que hasta el momento ostentaban las cerámicas dentales. Los avances en el desarrollo de estos polímeros han mejorado notoriamente su estructura, composición, grado de polimerización, propiedades mecánicas, las que se acercan más a una estructura mineral que a una orgánica. La composición de las resinas de laboratorio es de tipo "microhíbrido", muy similar al de las utilizadas para aplicación directa en la clínica, presentan un relleno cerámico de tamaño submicrométrico, entre 0,05 y 0,8 mm con un alto porcentaje en volumen del 66% y del 80% en peso, esto influye directamente sobre las propiedades mecánicas de estos materiales, además la reducida proporción de resina que contienen, influye decisivamente sobre la contracción volumétrica inicial de polimerización como a su degradación.

Cuanto más elevado es el grado de polimerización de estos materiales, mejores son sus propiedades, por ello esta nueva generación de resinas son polimerizadas en unidades específicas provistas por el fabricante, que garantizan un mayor grado de conversión, realizando además de la foto polimerización un tratamiento térmico bajo una presión reducida, o mejor aún algunos en completa ausencia de oxígeno y

o en presencia de otros gases, como el sistema Belle Glass de la empresa Kerr que realiza la polimerización de la restauración en una atmósfera controlada de nitrógeno a 80 Pst. El sistema Tescera A.T.L. (Bisco) utiliza para realizar la polimerización del material agua, calor y luz. Sistemas como el SR Adoro (Ivoclar Vivadent), Sinfony (3M- ESP) también constan de unidades de polimerización adicional que garantizan un grado de conversión cercano al 98,5%. (Reality, Volumen 14, Enero 2000).

El técnico de laboratorio también puede emplear las resinas compuestas que se utilizan en el consultorio odontológico, lo importante es que el material seleccionado posea idealmente una estructura microhíbrida con un relleno de más de 55% en peso o del 70% en volumen, un módulo elástico de más de 8000 MPa, una resistencia a la flexión de más de 120 MPa, una resistencia a la compresión de más de 350 MPa, la menor contracción posible durante la polimerización, permitir pulirla eficazmente y un sistema de curado eficaz y eficiente.

Las restauraciones indirectas de resina compuesta surgen con la intención de mejorar el desempeño clínico de las resinas compuestas directas y reducir las dificultades técnicas que presenta el trabajo clínico en la cavidad bucal. Son confeccionadas comúnmente por los técnicos de laboratorio, y pueden también ser realizadas de forma rápida y simple en el consultorio por el propio odontólogo, pasando a ser denominadas en este caso «semidirectas». De esa forma, a través de la restauración dentaria fuera del ambiente bucal, es posible reducir los efectos perjudiciales de la contracción de polimerización, aumentando el grado de conversión de los monómeros resinosos en polímeros, además de mejorar las condiciones clínicas de trabajo. Así, la reconstrucción del punto de contacto proximal, la adaptación de los márgenes de la restauración, la caracterización y la escultura anatómica, además de las etapas finales de acabado y pulido, se pueden controlar de forma más eficaz.

Las **indicaciones** para el empleo de las restauraciones indirectas son:

- Recubrir y reforzar cúspides.
- Reconstrucción de dientes debilitados.
- En pacientes con oclusión favorable y fuerzas masticatorias moderadas.
- En espacios interdentarios grandes y difíciles de reconstruir en forma directa.
- En cajas proximales profundas donde es difícil controlar la contracción.
- En caso de realizar varias restauraciones en un mismo cuadrante.
- Cuando la posición del diente en el arco dentario no favorece la colocación de una matriz para insertar el material.

Las **contraindicaciones** de las mismas pueden ser:

- En lesiones pequeñas.
- En lesiones grandes dónde se indica una corona.
- En personas con hábitos parafuncionales (bruxismo), porque puede ocurrir desgaste y fractura.
- Mala higiene y dieta cariogénica.
- Cuando el aislamiento absoluto es imposible.
- Cuando la oclusión es desfavorable con los topes de céntrica en la restauración.

VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Las *Resinas Indirectas* y la *Técnica Indirecta* presentan las siguientes ventajas y desventajas descritas por (Cova, 2010) (Barracos Mooney, 1999) (Saldaña Acosta, 1999)

Ventajas

1. Menor sorción acuosa
2. Reducción del tiempo de terminado y pulido.
3. Resistencia mejorada a la abrasión (similar a las estructuras dentarias).
4. La contracción antes de la cementación reduce las tensiones sobre el diente y la sensibilidad postoperatoria.
5. La técnica indirecta puede dar como resultados: buenos márgenes, contorno anatómico y contacto interproximal.
6. No dejar material restaurador compuesto con un fotocurado deficiente
7. Buena estética.
8. Mejorar el fotocurado utilizando medios como temperatura, presión, etc.
9. Dejar superficies pulidas en las zonas interproximales evitando así la acumulación de placa.
10. Reproducir perfiles de emergencia y oclusales adecuados.

Desventajas

1. Requiere provisorio
2. Las restauraciones que no se refuerzan con fibra requieren un cemento de resina.
3. Aumento de costo.
4. Mayor probabilidad de fractura que las restauraciones metálicas o coronas metal cerámicas.
5. Conllevan un mayor tiempo clínico que las restauraciones directas.

CLASIFICACIÓN SEGÚN LA TÉCNICA DE POLIMERIZACIÓN.

Las técnicas de complementación de la polimerización son usadas ampliamente en la actualidad, éstas tienen ventaja sobre los protocolos de resinas directas, ya que lo que estas buscan es la conversión del mayor número posible de monómeros a polímeros, otorgando así una mejoría de las propiedades mecánicas y físicas de estas resinas. Hirata (2014) propone una clasificación descrita por Garone Netto y Burger en la cual se toma en cuenta los protocolos de polimerización.

Sistemas fotoactivados.

Este tipo de resinas únicamente utilizan la fotoactivación como medio de polimerización ya sea luz halógena o luz xenón, debido a esto cada marca comercial ha creado su propia fotopolimerizadora para así alcanzar la mayor conversión de monómeros en polímeros.

Algunos ejemplos de estos sistemas de fotopolimerización son: el sistema Artglass (Heraeus Kulzer) que utiliza luz xenón estroboscópica con una longitud de onda entre 350 y 550 nm, y genera periodos de luz (20 milisegundos) y oscuridad (80 milisegundos) con la finalidad de reducir las tensiones internas del material, además de provocar una mejor tasa de conversión; otro ejemplo de este tipo de sistemas es el de Gradia Direct (GC América) que a diferencia del anterior la intensidad de luz se produce en un aumento gradual. Estos sistemas en teoría fueron ideados para que superen ampliamente a las resinas directas pero no siempre se da este caso ya que en algunos casos la polimerización es ineficiente (Hirata, 2014).



Sistemas fotoactivados con polimerización complementaria por calor.

En la primera parte de este tipo de sistemas se utiliza luz para la polimerización ya sea con unidades específicas o cualquier tipo de unidad fotopolimerizadora. La siguiente parte es aplicar calor a una temperatura aproximada de 110°C por aproximadamente 8 a 15 minutos. Siempre se debe seguir las indicaciones del fabricante.

Sistemas fotoactivados con polimerización complementaria por luz y calor.

Este tipo de sistemas suelen tener unidades de luz que efectúan la polimerización inicial y posteriormente se complementa la polimerización con una unidad que suministra luz y calor simultáneamente en ciclos automatizados y con temperaturas indicadas por el fabricante, un ejemplo es el sistema Targis (Ivoclar Vivadent) que tiempo después fue sustituido por el sistema SR Adoro (Ivoclar Vivadent) a pesar que el

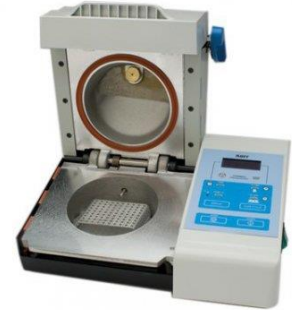


primero poseía mejores propiedades físicas y mecánicas, se prefirió el segundo debido a que su estética era superior (Hirata, 2014).

Sistemas fotoactivados con polimerización complementaria por calor bajo presión al vacío.

Este sistema de polimerización es el que produce mejores resultados sobre todo en lo que concierne a la conversión de polimerización (98,5%) y resistencia a la abrasión.

La implementación de la presión o el vacío como una constante reduce la porosidad del composite, otra utilidad es la presión que evita la evaporación de los monómeros cuando existen altas temperaturas. El uso del nitrógeno durante la polimerización sirve para eliminar el oxígeno, que es un inhibidor de la polimerización de la última capa en las restauraciones, esta capa se observa más pegajosa en presencia de oxígeno. Ejemplos de esos sistemas son el BelleGlass NG (Kerr Lab.) y Tescera NTL (Bisco), la utilización de estos recursos para la polimerización de las resinas de laboratorio parecen ser las más utilizadas en los laboratorios cuando uno quiere incrementar las propiedades mecánicas y físicas del material (Hirata, 2014).



Composición:

1) Matriz de resina

Monómeros dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado es BisGMA, comparado con el metilmetacrilato tiene un peso molecular mayor lo que implica que su contracción de polimerización sea mucho menor. Presenta menor volatilidad y menor difusividad en los tejidos.

El alto peso molecular es una característica limitante ya que aumenta su viscosidad y pegajosidad lo cual comprometen las características de la manipulación.

En condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del BisGMA es bajo para mejorar se incorpora TEGDMA.

Otra matriz es el Bis EMA, la cual presenta mayor peso molecular y tiene menos dobles enlaces por unidad de peso, por lo tanto reduce la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad.

BisGMA presenta dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción acuosa, un exceso de sorción acuosa tiene efectos negativos en sus propiedades aparte de una posible degradación hidrolítica.

Las resinas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en BisGMA. Sin embargo, Soderholm y Col, indicaron que la profundidad de curado era menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA, debido a una diferencia entre el índice de refracción de luz del monómero y del relleno.

2) Relleno:

Proporcionan estabilidad a la matriz resinosa, mejoran las propiedades (se aumenta la resistencia compresiva y traccional). Reduce la contracción de polimerización, sorción acuosa y coeficiente de expansión térmica. Aumenta la resistencia a la abrasión y se aumenta el módulo elástico (rigidez).

Las partículas más utilizadas son de cuarzo, vidrio de bario, obtenidas de diferentes tamaños por diferentes procesos de fabricación.

La contracción de polimerización es muy importante tanto como la tensión o estrés de contracción, o sea la relación entre la contracción de las resinas compuestas, su módulo elástico y la cantidad de paredes o superficies a unir (factor C).

Las resinas compuestas con gran cantidad de relleno contraen menos, pero causan mayor estrés de contracción lo que lleva a mayor filtración por ser demasiado rígidas.

2) Agente de unión:

Metacril-Oxipropil-Trimetoxi-Silano (MPS). Es una molécula bifuncional que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez tienen grupos metacrilatos los cuales forman uniones covalentes con la resina durante la polimerización.

Estos silanos previenen la penetración de agua en la interface BisGMA-Relleno promoviendo estabilidad hidrolítica.

Más recientemente se han probado con otros agentes como 4-META, Titinatos y Zirconatos, sin embargo, ninguno demostró ser superior al MPS.

Manipulación

La manipulación extraoral del material permite mejorar, por el método que sea (luz, calor, presión), su grado de curado, de una forma que no se puede conseguir en boca. Así el material que insertamos está en las mejores condiciones posibles. El calor es generalmente el método más utilizado para realizar un curado adicional de las restauraciones. Se dice que lo ideal son 150°C o 120°C durante 10 minutos, o 30 segundos en agua hirviendo. Es importante destacar también que el aumentar este tiempo no conlleva una mejora en los resultados, pero el aumentar la temperatura puede producir alteraciones del color.

Una vez realizado el curado adicional de la incrustación por el método elegido, siempre se encuentran monómeros sin reaccionar. Lo que ocurre con la aplicación del calor es, además de una reacción de gran parte de los monómeros residuales,

una redistribución de la tensión interna de la resina, proceso que, según todos los autores, iba a ocurrir de todas maneras con el tiempo.

El calor aumenta la movilidad de los segmentos de polímero y de los radicales reactivos, lo que produce un aumento de la probabilidad estadística de que se encuentren y reaccionen. La polimerización de todas formas iba a continuar después de la gelación inicial, durante una semana o más. El calor solo acelera el proceso. Hay varios sistemas de fabricación de las restauraciones semidirectas de resinas compuestas que basan el curado adicional en grandes irradiaciones lumínicas en cámaras cerradas. Esos baños de luz no son especialmente imprescindibles, salvo si pensamos que pueden ser una buena fuente controlada de calor. El curado adicional producirá una contracción extra relativamente importante de la resina, a costa de hacer reaccionar, como decimos, gran parte de los monómeros residuales. Esto es bueno recordarlo en el momento de curar extraoralmente una restauración, pues es aconsejable hacerlo en un modelo lo más rígido y resistente que se pueda, para que los desajustes sean pequeños en la medida de lo posible. Este modelo puede ser realizado en yeso o con materiales sintéticos rápidos, con algún sistema para hacerlos más manejables.



Modelado y contorneado correcto:

Las restauraciones semidirectas de resina compuesta son insuperablemente mejores que las resinas compuestas directas; con éstas es muy difícil y laborioso conseguir un maquillaje y modelado anatómico comparable al que podemos conseguir nosotros mismos extraoralmente en nuestra clínica. La incorporación de detalles anatómicos hace que sean grandes tratamientos estéticos, ya que es más fácil conseguir una anatomía funcional si trabajamos fuera de la boca.

Conclusiones:

En conclusión, podemos decir que las resinas compuestas de uso indirecto ofrecen una alternativa confiable y predecible en el medio clínico, siempre y cuando se disponga del conocimiento de ventajas y limitaciones de los distintos materiales involucrados. Además, debe considerarse una alternativa razonable para dientes ampliamente afectados, los cuales en algunos casos pasan a ser valorados para tratamientos más extensos como coronas y donde se elimina remanente dental posiblemente preservable.

U.T. 10. - Cerámicas Dentales

Contenido:

- Introducción
- Características generales
- Composición
- Clasificación
 - Feldespáticas
 - Aluminosas
 - Zirconiosas
- Propiedades
- Sistemas de procesado

Bibliografía:

- Indirect resin and ceramic systems—Anne Peutzfeldt Operative Dentistry 6,2001 153-176
- Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal--- Alvarez Fernandez María Ángeles RCOE vol 8- n5 Madrid set-oct. 2003
- State of the art of zirconia for dental applications –Isabelle Denry— Robert Kelly. Dental Materials 24 (2008) 299-307
- Restauraciones Estéticas - Ewerton Nocchi Conceicao 2005
- Cerámicas dentales, Clasificación y criterio de selección Martinez Rus, Francisco. Pradies, Guillermo. Suarez García, María. Rivera, Begoña. RCOE, 2007. Vol 12(4) 253-263.

INTRODUCCIÓN

La cerámica es uno de los materiales más antiguos producidos artificialmente por el hombre, se han encontrado piezas en excavaciones y ruinas con miles de años, lo que demuestra su gran estabilidad química y física, lo que les permite perdurar en el tiempo.

Dicha estabilidad está relacionada al tipo de enlaces químicos que tienen estos materiales.

La cerámica está constituida por la unión de elementos metálicos con no metálicos a través de uniones iónicas y/o covalentes y puede tener estructura ordenada (cristalina), o no ordenada, amorfa (vítrea).

La mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta (bi-fásica) o sea que están formadas por una matriz vítrea en la que se encuentran inmersos cristales de diferente tamaño y composición.

La fase vítrea es la responsable de las propiedades estéticas mientras que la fase cristalina es la encargada de mejorar las propiedades mecánicas; por lo que el conocimiento de la microestructura y composición química de las fases es imprescindible para entender el comportamiento clínico de estos materiales.

El uso de las porcelanas en odontología comienza en el siglo XVIII para la confección de bases de dentaduras y de dientes artificiales, por 1903 se reconoce su utilización para coronas individuales y por 1960 aparecen los primeros sistemas exitosos de porcelana fundida sobre metal (PFM). Esta técnica compensa la baja resistencia a la flexión y fragilidad de las cerámicas con el soporte mecánico que brinda la estructura metálica, pero dicha estructura, limita la translucidez de la restauración comprometiendo sus cualidades estéticas, esto llevó a los investigadores y la industria a desarrollar sistemas exclusivamente cerámicos.

Numerosos sistemas "metal-free", fueron introducidos en los últimos 20 años, pero todos buscan disminuir la fragilidad y propagación de fracturas aumentando la resistencia, y reduciendo la aparición de defectos estructurales que tienden a debilitar la restauración.

COMPOSICIÓN

Las porcelanas tradicionales se obtienen a partir de 3 materias primas: Feldespato, cuarzo y caolín.

a) Feldespato. (75-80 %) Es un silicato de aluminio que puede combinarse con metales (sodio o potasio).

Funde a 1300°C y es el responsable de la translucidez del material.

Es la matriz vítrea o sostén del cuarzo, tiene estructura amorfa, aunque puede formar cristales, llamados leucita. La aparición de dichos cristales genera porcelanas con mayor resistencia, y se los considera responsables de la abrasión que provocan estos materiales sobre los dientes antagonistas.

b) Cuarzo. (12-25%). Es una forma cristalina del SiO₂; no se funde (actúa como relleno).

Es transparente, brillante, duro y muy estable químicamente.

Es la fase cristalina, responsable de la resistencia dada su buena compatibilidad con el feldespato al cuál se une químicamente y con quien tiene CET similar, estas características son imprescindibles para mejorar el comportamiento mecánico de las cerámicas.

c) Caolín. (4-5%) Es una arcilla que permite generar una masa moldeable. Es un silicato hidratado de Aluminio; es opaco por eso en las cerámicas dentales su contenido es bajo o nulo en los materiales más modernos.

Reacciona con el feldespato y da rigidez al producto final.

d) Fundentes, pigmentos y colorantes.

Los fundentes son agregados para disminuir la temperatura de fusión de las cerámicas, por lo general se utiliza bórax, carbonatos u óxido de zinc.

Pigmentos y colorantes, son óxidos metálicos que permiten lograr distintas tonalidades, por ejemplo, el óxido de hierro da colores marrones, el de Cu verdes y el de titanio ocre.

Esta composición corresponde a las **cerámicas feldespáticas convencionales**, que por tratarse básicamente de vidrios modificados, tienen excelentes cualidades ópticas, que generan muy buenos resultados estéticos, pero son frágiles por lo que su utilización clínica se limita a restauraciones individuales, o a maquillar estructuras de soporte con alta resistencia y tenacidad, pudiendo ser éstas de metal (PFM) u otros materiales cerámicos con los que se crean los llamados "sistemas cerámicos".

Dentro de dichos sistemas es común el uso del término VITROCERÁMICO para referirse a aquellos materiales donde una o más fases cristalinas son producidas por precipitación desde la fase vítrea o por el agregado de cristales (generalmente de alúmina), como refuerzo mecánico.

Éstas cerámicas modernas han sido modificadas en su composición y microestructura, lo que hace necesario organizarlas de alguna manera para facilitar su entendimiento.

CLASIFICACIONES

Hay diferentes maneras de clasificar a las cerámicas dentales; con fines didácticos utilizaremos 3 criterios:

- A) Según temperatura de fusión
- B) Según composición química
- C) Según el mecanismo de procesado

SEGÚN TEMPERATURA DE FUSIÓN

ALTA_____ (1300-1370°C)

MEDIA_____ (1100-1300°C)

BAJA_____ (850-1100°C)

MUY BAJA_____ (< 850°C)

Clásicamente se reconoce que las cerámicas de alta temperatura de fusión tienen mayor resistencia y translucidez que las de media o baja temperatura de fusión, requieren de aparatología especial y se usan industrialmente en la confección de dientes de stock. (No por el laboratorio dental)

Las de media temperatura de fusión se utilizan para confeccionar núcleos de coronas, son menos porosas superficialmente y durante su enfriamiento aparecen menos grietas, lo habitual es que sean recubiertas por una cerámica de baja fusión. Éstas últimas se utilizan también en la elaboración de restauraciones ceramo-metálicas. Las de muy baja temperatura de fusión se utilizan para pequeñas correcciones de puntos de contacto o ajustes marginales

Clasificación por composición:

- **FELDESPÁTICAS**
 - Convencionales
 - Con Leucita Empress I
 - Con disilicato de Li y ortofosfato de litio Empress II
 - Con disilicato de Li Empress e-max

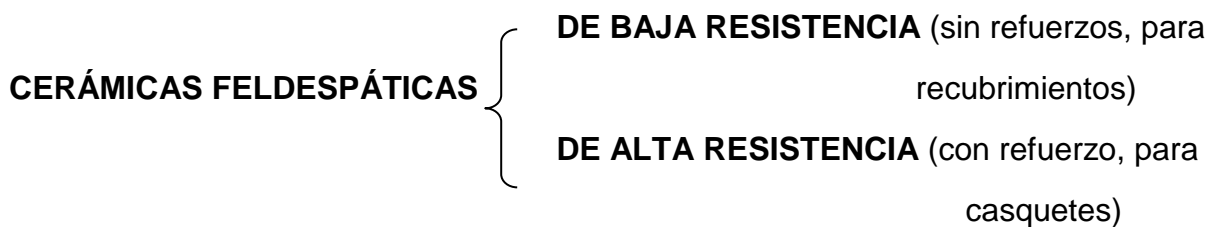
- **ALUMINOSAS**
 - 1) Con bajo contenido de alúmina (-50%)
 - 2) Con alto % alúmina
 - Con + 99% Alumina (In Ceram Alúmina)
 - Con alúmina y Ox Mg(In Ceram Spinell)
 - Con alúmina y Ox Zi (In Ceram Zirconia)

- **ZIRCONIOSAS**
 - Con Ytria (Y-TZP)
 - Con Ceria (Ce2O3)

b) **POR COMPOSICIÓN QUÍMICA** (componente mayoritario)

Químicamente las porcelanas se pueden dividir en 3 grandes familias;

- 1 FELDESPÁTICAS
- 2 ALUMINOSAS
- 3 ZIRCONIOSAS



CERÁMICAS FELDESPÁTICAS de BAJA RESISTENCIA

Al tratarse básicamente de vidrios poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija si no se "apoyan" sobre una estructura.

Entre sus propiedades destacamos:

- Excelentes propiedades ópticas
- Son frágiles
- Baja resistencia flexural (60 a 90 MPa)
- Se usa para recubrimiento de estructuras metálicas (restauraciones ceramo-metálicas) o cerámicas de alta resistencia.

CERÁMICAS FELDESPÁTICAS de ALTA RESISTENCIA

a) FELDESPÁTICAS con LEUCITA. (IPS-Empress I)

Estas cerámicas tienen el doble de resistencia que las convencionales (100-300 MPa) esto se logra por un proceso de cristalización controlada que desarrolla micro-cristales de leucita repartidos uniformemente en la masa del material. Contienen entre 30-40% en volumen de cristales de leucita

La leucita durante su enfriamiento contrae más que la matriz vítrea, generando tensiones residuales entre ambos componentes que ayudan a evitar la propagación de fracturas.

Lamentablemente el alto contenido de cristales de leucita contribuye a un mayor desgaste de los dientes antagonistas.

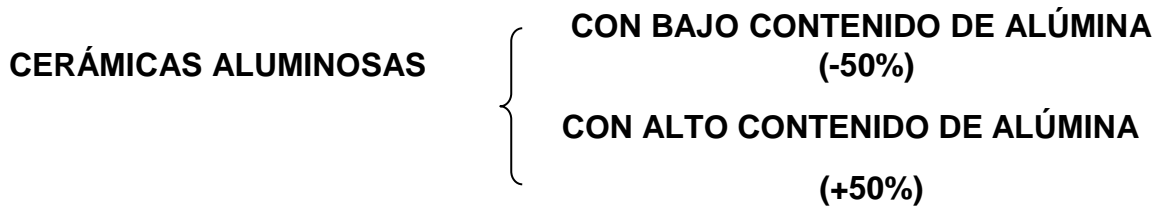
b) FELDESPÁTICAS con DISILICATO de LITIO y ORTOFOSFATO de Li. (IPS-Empress II)

Este sistema consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato y ortofosfato de Li. (60% en volumen). Solo puede ser utilizada para la confección de casquetes debido a su opacidad, tienen muy buenas propiedades mecánicas, (resistencia flexural 350-400 MPa.) y el sistema se complementa con una cerámica de recubrimiento que contiene cristales de flúorapatita.

c) FELDESPÁTICAS CON DISILICATO de Li. (IPS- e-max)

Esta cerámica esta reforzada solamente con cristales de disilicato de Li, mejoran la resistencia del material porque tienen mayor homogeneidad de la fase cristalina.

CERÁMICAS ALUMINOSAS



Las primeras cerámicas feldespáticas reforzadas con alúmina fueron desarrolladas por Mc Clean y Hughes en 1965, se trata de cerámicas feldespáticas a las que se le sustituye parte del cuarzo por óxido de aluminio (40% en peso), esto genera una estructura el doble de resistente que las cerámicas convencionales (120-140 MPa) pero disminuye la translucidez, se utilizó para núcleos de infraestructuras que luego eran recubiertos por una cerámica feldespática convencional con coeficiente de expansión térmica compatible.

En la actualidad los sistemas más modernos utilizan cerámicas aluminosas con alto contenido de alúmina (+ del 50%) para la confección de casquetes de infraestructura, pero éstas son opacas y luego deben ser recubiertas por una cerámica con mejor estética.

CERÁMICAS ALUMINOSAS con ALTO CONTENIDO de ALÚMINA

a) Con alto % de Alúmina (99% en peso) -In-Ceram Alúmina™

Es un sistema cerámico donde se sinteriza alúmina, creando una estructura porosa que luego es infiltrada por un vidrio que rellena los espacios mejorando la densidad y de esa manera sus propiedades mecánicas, luego deben ser recubiertas por una cerámica con cualidades estéticas.

Se logran valores de resistencia flexural entre 500 y 600 MPa

b) Con Alúmina (72%) y óxido de Mg (28%) In-Ceram Spinell™

La incorporación de una combinación de estos óxidos, mejora las cualidades ópticas del material, dado que el óxido de Mg es más translucido que la alúmina.

No obstante tienen menor resistencia que las anteriores, a pesar que también son infiltradas por un vidrio, tras su sinterización.

c) Con Alúmina (67%) y Zirconia (33%) In-Ceram Zirconia™

Estas cerámicas aumentan la resistencia a la propagación de las fracturas logrando uno de los valores más altos de tenacidad y resistencia a la flexión; (750 MPa) lo que se combina con buenas cualidades estéticas.

Este grupo de cerámicas con alto contenido de alumina se obtienen a partir de un polvo rico en cristales de alúmina el que se sinteriza (disolución parcial) para obtener un núcleo poroso, opaco y con pobres propiedades mecánicas; luego se coloca un vidrio que fundido se infiltra entre los cristales de alúmina.

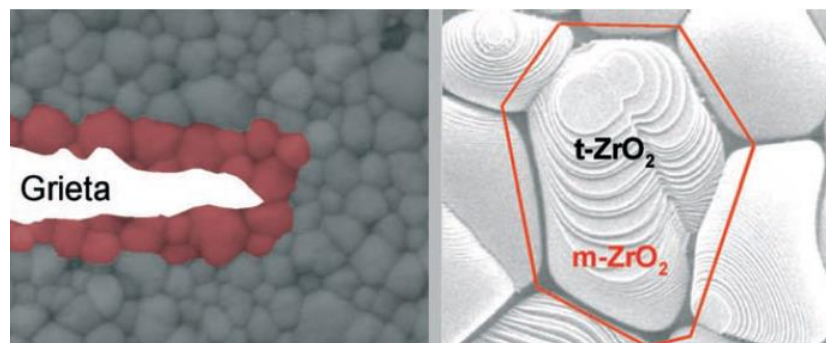
Éstas cerámicas luego de infiltradas y recubiertas por cerámicas feldespáticas convencionales desarrollan valores de resistencia a la flexión cercanos a los 500 MPa

CERÁMICAS ZIRCONIOSAS

Parcialmente estabilizadas con Itria (Y-ZrO₂)

Estas cerámicas están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%).

El óxido de zirconio (zirconia) se caracteriza por su elevada tenacidad, dado que posee una estructura totalmente cristalina, y además tiene la capacidad de cambiar la forma de sus cristales de tetragonal a monoclinica adquiriendo un volumen mayor frente a un esfuerzo mecánico lo que se conoce como transformación resistente ya que éste aumento del volumen disminuye la propagación de grietas y evita la fractura del material.



Estas cerámicas tienen valores de resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, siendo los mismos los más altos entre las porcelanas dentales, por eso también se las conoce como aceros cerámicos.

Al no tener fase vítrea son opacas, y deben ser recubiertas con cerámicas convencionales.

c) SEGÚN EL MECANISMO DE PROCESADO

Las restauraciones cerámicas se confeccionan por diferentes técnicas:

1- ESTRATIFICADA.

Es la técnica más frecuente en el laboratorio dental, y consiste en modelar con pinceles el polvo de cerámica aglutinado con agua destilada y llevar al horno la masa cerámica para su cocción; allí el feldespato se funde y fluye entre los otros componentes (cuarzo y caolín) generando la unión con los mismos.

Los cristales de cuarzo son disueltos superficialmente, lo que favorece su integración pero mantienen gran parte de su estructura básica, de allí el nombre de SINTERIZADO

Esta técnica se utiliza fundamentalmente con cerámicas feldespáticas convencionales y con las cerámicas aluminosas con bajo contenido de alúmina.

El régimen de calentamiento y la temperatura final de procesado es crítico y determinado por el fabricante, ya que dependen de la composición particular de cada producto.

2- SUSTITUCIÓN POR CERA PERDIDA

Este método está basado en la confección de un patrón de cera que luego de ser eliminado dentro de un material refractario deja una cámara de colado, donde se hace llegar el material; por lo general éste es un vidrio (con óxidos de aluminio y zirconio), que luego por algún tratamiento térmico genera en su interior fases cristalina de mica (vitrocerámicas)

Se crea una cámara de inyección y con aparatología especial se hace pasar a presión el material fundido, esta técnica ha demostrado que produce cerámicas con mejor resistencia dado que disminuye la porosidad interna del material y logra una distribución más uniforme de las fases.

IPS EMPRESS® I y II y OPTEC® son algunas de las marcas comerciales más conocidas.

3- MAQUINADAS (Sistemas CAD-CAM)

Todos estos nuevos sistemas constan de 3 etapas;

1- Digitalización. Es lograda por scanners que registran tridimensionalmente la preparación cavitaria, esto puede hacerse intra-oralmente a través de cámaras especiales o extra-oralmente escaneando un modelo de yeso. Luego estos datos son transmitidos a un ordenador.

2- Diseño. Es a través de un software especial que se realiza el diseño de la restauración o núcleo.

3- Maquinado. Se hace con fresadoras dirigidas por un ordenador, cuando la restauración requiere de alta estética se maquilan estructuras que luego son maquilladas con cerámicas convencionales.

PROPIEDADES

a) QUÍMICAS

Las porcelanas dentales se caracterizan por su gran estabilidad química, aunque la fase vítrea puede ser atacada por ácidos, como el ácido fluorhídrico, este comportamiento permite que aquellas cerámicas que tienen dicha fase en cantidades importantes (feldespáticas) puedan ser "grabadas" en su parte interna para generar microtrabas que faciliten la adhesión de la restauración. Esto no puede hacerse en las cerámicas con alto porcentaje de alúmina.

Las cerámicas pueden también ser atacadas por los geles de fluorotopificación que tengan pH ácido, afectando la terminación superficial de la restauración.

b) MECÁNICAS.

El estudio de las propiedades mecánicas en las cerámicas se basa en el esfuerzo histórico por solucionar algunos de sus problemas más reconocidos como su fragilidad.

EL comportamiento mecánico en las cerámicas tiene características particulares, dada su micro estructura de dos fases (una vítrea más débil y otra cristalina que la refuerza).

El agregado o la creación de cristales muy resistentes (de alúmina, leucita o zirconio) mejora la tenacidad y la resistencia a la propagación de fracturas, éstas por lo general se inician en defectos estructurales y fluyen generando la fractura catastrófica de la restauración.

Otra forma de mejorar el comportamiento mecánico es la llamada "transformación resistente" que caracteriza a las cerámicas de zirconia.

Éste fenómeno fue descubierto por Garvie y col. en 1975, y es el cambio en la forma de los cristales de zirconia (de tetragonal a monoclinico) cuando a temperatura ambiente son sometidos a gran stress mecánico lo que implica un aumento de su volumen que tiende a frenar la propagación del trazo de fractura, este cambio es reversible y para que esto no suceda el fabricante estabiliza parcialmente el material con el agregado de óxidos, como el óxido de Ytrio o Cesio.

c) ESTÉTICA.

El grado de mimetización que se puede lograr con este tipo de restauraciones es excelente, el fabricante nos provee de materiales en muy variadas tonalidades y transparencias, así como productos con grado de fluorescencia y opalescencia similar a los tejidos dentarios.

Dentro de las propiedades ópticas es importante resaltar que la matriz vítrea es la responsable de la translucidez de las porcelanas, por lo tanto, las cerámicas más estéticas serán aquellas que tengan mayor cantidad de fase vítrea (feldespáticas). Debemos considerar también como altamente estéticas a las cerámicas

aluminosas con óxido de Mg (Spinell) dado que estos cristales que forman parte del núcleo tienen cierta transparencia.

La incorporación de cristales de alúmina o zirconia con índices de refracción de la luz muy diferente a la matriz vítrea, aumenta la opacidad y limita el uso de dichos materiales a la realización de núcleos o cofias o al sector posterior de la boca.

Hay sistemas que permiten regular la translucidez (o por el espesor del material o por la coloración de la estructura).

d) BIOCOMPATIBILIDAD

Es tal vez una de sus cualidades más destacadas, su excelente terminación superficial (glaseado), su estabilidad química y un adecuado ajuste marginal aseguran restauraciones duraderas.

e) ADAPTACIÓN MARGINAL

Para lograr longevidad en este tipo de restauraciones es fundamental que la interface restauración-diente sea lo más pequeña posible.

Las distintas técnicas de confección de las restauraciones logran valores muy variados de ajuste marginal que van desde 20 a 200 μm , sin embargo, se acepta como desajuste máximo aceptado 120 μm .

Durante el proceso de elaboración las cerámicas sufren contracciones volumétricas diferentes para cada tipo de material y técnica.

Las porcelanas convencionales obtenidas por sinterización sufren una contracción importante durante su cocción lo que obliga a que siempre se confeccionen en capas para minimizar este problema.

Las cerámicas inyectadas bajo presión no sufren prácticamente contracción volumétrica (IPS-Empress), al igual que las infiltradas con vidrio 0,3% (In-CERAM).

CONCLUSIONES

Dadas las cada vez más importantes exigencias estéticas, la buena biocompatibilidad y su excelente estabilidad química la cerámica dental va a seguir siendo uno de los materiales restauradores de elección de odontólogos y pacientes.

La aparición de numerosos sistemas cerámicos, resistentes y confiables aún en espesores relativamente pequeños; sumados al desarrollo de tecnologías (CAD-CAM) y la baja en los costos hacen prever un crecimiento de este tipo de soluciones restauradoras.

U.T. 11.- Materiales en la fijación de restauraciones indirectas

Contenido:

- Introducción
- Requisitos
 - Espesor de película
 - Solubilidad
 - Propiedades mecánicas
 - Biocompatibilidad
- Clasificación
 - Cemento Fosfato de Zinc
 - Cemento Ionómero de Vidrio
 - Cementos de Resina
- Mecanismo de adhesión a los diferentes sustratos
- Conclusiones

Bibliografía:

- Materiales dentales. 4ª edición. Macchi.
- Materiales en odontología. Vega del barrio.
- Ciencia de los materiales dentales. 11ª edición. phillips.
- Materiales en la odontología clínica. Williams- cunningham.
- Materiales dentales. Fundamentos para su estudio. Macchi.

Introducción

Hay situaciones clínicas donde la rehabilitación de una pieza puede ser tan extensa que las técnicas directas convencionales estarían contraindicadas. En estos casos, recurrimos al método indirecto. Elementos como coronas, incrustaciones, carillas e incluso postes requieren luego de su confección, materiales capaces de unir dichas restauraciones a las estructuras dentarias. Actualmente los dispositivos ortodóncicos como brackets también requieren ser fijados a estas estructuras.

Durante gran parte del Siglo XX los únicos materiales disponibles para la fijación de restauraciones indirectas eran el cemento de eugenolato de zinc y el de fosfato de zinc, por lo cual el proceso de fijación se describía como un "cementado". Estos materiales lograban adhesión de tipo mecánica, y tenían como función principal el sellado de la interface diente-restauración.

En las últimas décadas, el avance de los materiales restauradores ha llevado al desarrollo de nuevos agentes de fijación, cada uno con indicaciones y limitaciones.

Requisitos

Deberían cumplir con las siguientes propiedades:

- **Biocompatibilidad:** El agente cementante entrará en contacto con la dentina, pudiendo provocar sensibilidad posoperatoria o inflamación pulpar en dientes vitales con cavidades profundas.
- **Adhesión:** Lo ideal sería que el agente de fijación presentara adhesión específica a las estructuras dentarias y al material restaurador.
- **Resistencia traccional:** La delgada capa de agente cementante interpuesta entre el material restaurador y el diente debe soportar las fuerzas masticatorias aplicadas sobre la restauración y trasmitirlas al diente.
- **Sellado Marginal:** Un agente de fijación debe proporcionar un buen sellado marginal para prevenir la filtración en la interfase diente-restauración.
- **Espesor de película:** El agente de fijación debe presentar un espesor de película delgado ya que debe interponerse entre dos sustratos y no puede perjudicar el ajuste entre ambos. Un espesor de película elevado generaría una restauración más "alta" de lo esperado, generando contactos prematuros y desgastes oclusales. El espesor de película debe ser menor a 25micras.
- **Solubilidad:** Lo ideal sería que fuera nula. Recordemos que en los cementos donde se forma una sal, habrá siempre solubilidad en el medio acuoso.
- **Radiopacidad**
- **Viscosidad:** Adecuada al caso clínico, que no interfiera con la manipulación.
- **Capacidad anticariogénica**

Clasificación

A modo de poder organizar el estudio de estos materiales, podemos clasificarlos según su composición en:

- a. Cementos basados en agua
- b. Cementos basados en resina

a. Cementos Basados en Agua

Cemento Fosfato de Zinc

Estos cementos son presentados en forma de polvo y líquido.

Polvo: a) Óxido de Zinc más del 75% y Óxido de Magnesio hasta en un 10%

b) óxidos como alúmina o sílica son agregados para mejorar las propiedades mecánicas y como pigmentos.

Líquido: a) ácido fosfórico entre 38 a 59%.

- b) agua 30 a 55%
- c) fosfato de aluminio 2 a 3%
- d) fosfato de zinc 10% (máximo)

Reacción de fraguado:

Comienza en cuanto polvo y líquido entran en contacto. La superficie de las partículas de ZnO son atacadas y disueltas parcialmente por el líquido. De esta manera las partículas de ZnO forman primero un compuesto ácido de zinc y finalmente un compuesto hidratado de zinc. Dando origen a una estructura multinucleada rodeada por una matriz de fosfato de zinc. Esta reacción es exotérmica, hecho que condiciona su manipulación haciéndola crítica.

Manipulación

Con el fin de cementar o fijar una restauración la consistencia final será filamentosa.

Algunos fabricantes proporcionan cucharas dispensadoras para respetar las proporciones del material y así obtener siempre la misma relación P/L. Pero en caso de no tener medidas, nuestra manipulación igualmente consistirá en agregar la mayor cantidad de polvo posible a la mezcla, hasta obtener la consistencia filamentosa (dando como resultado un cemento con alta resistencia, baja solubilidad y un pH más alto).

El espatulado se debe realizar sobre una loseta de vidrio gruesa: 1cm, (para disipar el calor de la reacción), con espátula de acero inoxidable.

Comenzamos con un pequeño incremento, para disminuir la acidez de la mezcla espatulando en amplia superficie. Seguidamente se incorporan incrementos cada 10 segundos hasta alcanzar la consistencia filamentosa: Al levantar la espátula con cemento, éste deberá formar un filamento de 1.5 a 2cm que al romperse se incorpora a la mezcla sin dejar rastro.

Propiedades

- Tiempo de trabajo y fraguado: el espatulado debe realizarse en un minuto y se produce el fraguado en unos 3 a 6 minutos dando un correcto tiempo de trabajo para el material.
- Biocompatibilidad: el CFZ recién mezclado tiene un pH de entre 1,3 a 3,6 y este pH va aumentando hasta acercarse a la neutralidad en 24hs. Por lo cual debe considerarse la cercanía pulpar antes de seleccionar este cemento. El paciente puede presentar sensibilidad post-operatoria debido a la respuesta inflamatoria por la acidez del cemento, sin embargo, esta sensibilidad es transitoria y desaparece luego de unas horas.
- Propiedades mecánicas: estas propiedades dependen de una correcta relación P/L y manipulación.
- Resistencia compresiva: puede variar de 40 a 140MPa.
- Espesor de película: siendo sus partículas de 2 a 8 micras, un espesor de 25 micras es fácilmente alcanzable con una consistencia correcta.
- Solubilidad: esta propiedad también es totalmente dependiente de la relación P/L y la manipulación. Este cemento es altamente soluble en las primeras 24hs, pero luego de transcurrido este periodo el cemento es poco soluble, aunque continua siendo sensible al ataque ácido.

Ventajas:

- Manipulación no requiere instrumental específico
- Tiempo de trabajo adecuado
- Buenas propiedades físico-mecánicas

Desventajas:

- Biocompatibilidad discutida
- Frágil
- Adhesión micromecánica
- Relativamente soluble

a. Cemento Ionómero de vidrio

Convencional:

Para este tipo de situaciones clínicas el Cemento Ionómero de vidrio a utilizar será el tipo I, que presenta como característica específica respecto a otros CIV el menor tamaño de partícula, del orden de las 20-25 micras y un vidrio enriquecido en calcio para disminuir el tiempo de fraguado.

Este tipo de cementos se presentan en forma de polvo y líquido.

Polvo: Vidrio de fluoraluminosilicato de calcio.

Líquido: Solución acuosa de ácido poliacrílico al 30-40%, con la adición de ácidos carboxílicos como el itacónico y maleico. El peso molecular de estos ácidos ronda los 30000 a 50000.

Reacción de fraguado: a modo didáctico podemos dividirla en 3 etapas: inicialmente las partículas son atacadas por los ácidos y son disueltas superficialmente: etapa de hidrogel. Los iones contenidos en las partículas son liberados al medio (Ca, Al, F): etapa de liberación de iones. Finalmente, los iones Ca^{+2} forman sales con el ácido poliacrílico: fraguado inicial y luego lo hacen los iones Al^{+3} formando sales dando una estructura final polinucleada de partículas de sílice sin reaccionar rodeadas de un hidrogel y una matriz polisalina de Ca y Al alcanzando el fraguado final. El ion Flúor no forma parte de la reacción pudiendo ser liberado o recuperado del ambiente según los gradientes de concentración.

Manipulación:

Este material requiere de un block de papel encerado para realizar la mezcla ya que, si se realizara sobre una loseta, el vidrio del polvo podría rayar la loseta alterando la composición del mismo. Del mismo modo, debe utilizarse una espátula plástica para no incorporar partículas de metal a la mezcla. Su manipulación debe ser realizada según indicación del fabricante. En general son agregados de 20 segundos logrando una mezcla viscosa con el brillo característico de este tipo de cementos.

Propiedades

- Solubilidad: Es baja, incluso resistente a los ataques ácidos. Esta propiedad se puede ver afectada por la proporción P/L.
- Propiedades mecánicas: es un cemento frágil, pero con resistencia flexural y compresiva adecuadas para su función luego de las 24 horas.
- Adhesión: este cemento se caracteriza por su adhesión específica a las estructuras dentarias; presentan fuerzas adhesivas de 4 a 8 MPa.
- Biocompatibilidad: con su pH moderadamente bajo (inicial de 3 a 4), esto parecería no generar ningún problema de irritación o sensibilidad posoperatoria.

Esto se atribuye al gran peso molecular de los ácidos que impide su penetración y pasaje a través de los túbulos dentinarios.

- CET: similar a la estructura dentaria. El CIV presenta un CET de $8,4 \times 10^{-6}$. (CET esmalte = $11,4 \times 10^{-6}$, CET dentina = $8,3 \times 10^{-6}$) lo cual permite el acompañamiento del material durante la distorsión volumétrica por los cambios de temperatura.

- Liberadores de flúor: está ampliamente estudiada la capacidad de liberar y recuperar fluoruros.

a.1. Cemento Ionómero de Vidrio Híbrido

Los Ionómeros de vidrio modificados con resina constituyen una fusión química del Ionómero de vidrio y resina, mediante una reacción ácido-base entre el polvo de vidrio de alúmino silicato y una solución acuosa de ácidos polialquenoicos modificados con grupos metacrilatos (HEMA), como iniciador químico de polimerización de radicales libres de las unidades de metacrilato.

Estos cementos los podemos encontrar en diferentes presentaciones comerciales: polvo-líquido, pasta-pasta y cápsulas.

Reacción de fraguado:

Presentan dos mecanismos de fraguado: Reacción ácido-base y Polimerización; esta última puede ser por activación química o física (quimiopolimerización y fotopolimerización respectivamente). Estos cementos pueden presentar uno o los dos tipos de polimerización.

Presentan las propiedades de los C.I.V convencionales por un lado (adhesión específica, biocompatibilidad, liberación de flúor y C.E.T similar a la estructura dentaria) y por otro lado las propiedades de las resinas compuestas (mejores propiedades mecánicas e insolubilidad). En síntesis, las mejoras de los híbridos respecto a los convencionales son las siguientes: mejor estética (más translúcidos), propiedades mecánicas superiores (mayor resistencia al desgaste), menor solubilidad y menor tiempo de fraguado. La fuerza de adhesión sin el uso del primer específico, oscila entre 10 y 14MPa, mientras que con el uso del primer asciende a 20MPa.

b. Cementos Basados en Resina

Los cementos de resina son versiones de resina compuesta de baja viscosidad. Este tipo de cementos virtualmente insolubles en los fluidos orales, poseen gran variedad de composiciones y comportamientos dependiendo de las cantidades de relleno y monómeros específicos utilizados.

Sin embargo la química básica de este tipo de resinas continúa siendo la misma, donde encontramos 3 fases:

- Una fase orgánica correspondiente a los monómeros que componen la matriz
- Una fase inorgánica que corresponde a los rellenos incluidos
- Un agente de unión, que normalmente corresponde a los silanos como el Gamma-metacriloxipropil-trimetoxi-silano.

En conjunto con estos 3 componentes básicos, los cementos de resina poseen activadores y/o iniciadores dependiendo del tipo de activación que posean para su polimerización, junto con pigmentos.

Presentación comercial:

Estos cementos pueden ser presentados en jeringas individuales o en 2 pastas.

Manipulación:

Debemos recordar, que al igual que las resinas compuestas, este tipo de cementos requiere una estrategia adhesiva para su unión a las estructuras dentarias. Donde podemos contar con sistemas de grabado y lavado y sistemas de autoacondicionamiento. Aunque no es la finalidad de este tema, a modo de resumen:

- Los sistemas de grabado y lavado requieren de acondicionadores de la superficie como por ejemplo el ácido fosfórico al 37% aplicado tanto a superficies de esmalte y dentina en tiempos de entre 15 a 30 y 5 a 10 respectivamente. Finalizado este proceso se debe realizar un exhausto lavado de la superficie y asegurar un secado del esmalte, pero sin deshidratar la dentina. Finamente dependiendo del sistema adhesivo a utilizar se requiere de un primer (un imprimador de la superficie con características ambifílicas) y un adhesivo (resina fluida que logre humectar toda la superficie) para finalmente polimerizarlo y obtener así nuestra capa híbrida de adhesión

- Los sistemas de autoacondicionamiento en cambio, poseen primers ácidos que logran acondicionar e imprimir las superficies dentales sin la necesidad de lavar, acortando así la secuencia clínica.

Actualmente los fabricantes han logrado combinar monómeros ácidos a la propia formulación de los agentes de cementado dando origen a los cementos auto-adhesivos.

Una vez realizada la preparación del sustrato, en los sistemas pasta-pasta se debe dispensar en cantidades iguales y mezclar rápidamente hasta lograr un color homogéneo, para luego colocarlo sobre la restauración y llevarla a boca, se fotopolimerizarán en los casos que corresponda.

Propiedades:

- Virtualmente insolubles
- Alta resistencia traccional
- Excelente estética y variedad de colores
- Excelente control del espesor de película (<25micras)
- Baja viscosidad y buen corrimiento
- Elevada fuerza de unión (hasta 20MPa dependiendo de la estrategia adhesiva)

Las mejores ventajas de los sistemas de cementación resinosos son su capacidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en medio oral y su potencial para mimetizar los colores. Sin embargo los cementos resinosos requieren destreza, especialmente durante el poco tiempo del procedimiento de adhesión, y al retirar los excesos de cemento. Asimismo, como toda resina el procedimiento clínico se considera sensible, por lo que requiere mucho cuidado por parte del profesional debido a los múltiples pasos para su utilización.

Clasificación de los cementos resinosos

Los cementos resinosos se pueden clasificar de acuerdo a varios criterios, entre los que se destacan: a. Por el tamaño de sus partículas, b. Por su forma de activación, c. Por su adhesividad.

a. Por el tamaño de sus partículas:

a.1. **Microparticulados:** Sus partículas inorgánicas de relleno presentan un tamaño promedio de 0.04 μm y su porcentaje es de aproximadamente 50 % en volumen.

a.2. **Microhíbridos:** Constituyen la mayoría de los cementos resinosos que se encuentran en el mercado. El tamaño promedio de sus partículas inorgánicas de relleno es de alrededor de 0.04 μm a 15 μm , las cuales están incorporadas en un porcentaje de aproximadamente 60 a 80 % en volumen.

b. Por su forma de activación:

Los cementos resinosos pueden ser activados químicamente, fotoactivados e inclusive presentar doble activación; es decir activación dual.

b.1. Cementos resinosos químicamente activados

La activación química, a pesar de no permitir un tiempo de trabajo adecuado, promueve una polimerización caracterizada por lograr un alto grado de conversión de monómeros en polímeros, por lo que se considera la mejor opción, dentro de los cementos resinosos, para cementar los postes no metálicos y las restauraciones o piezas protésicas metálicas.

Después de mezclar la pasta base con su catalizador, se produce una reacción peróxido – amina que inicia la reacción de polimerización.

Estos materiales, normalmente, no presentan características estéticas, pues la mayoría de las veces presentan un aspecto blanco opaco y pocas opciones de colores.

b.2. Cementos resinosos Fotoactivados

Presentan foto iniciadores (canforquinona) que se activan por la acción de un haz de luz de una longitud de onda de 460/470nm. Los cementos resinosos fotoactivados han sido desarrollados y recomendados para cementar carillas cerámicas, pero no así para coronas completas de cerámica. La polimerización incompleta de agentes cementantes de resina compuesta pueden dar más altas proporciones de monómeros libres, alterando propiedades físicas, interactuando con ambientes acuosos y posiblemente aumentando la preocupación acerca de la irritación pulpar. Si el grosor de la cerámica evita la completa fotopolimerización, la capa híbrida y el cemento son más vulnerables al romperse mediante la hidrólisis y el ataque bacterial.

b.3. Cementos resinosos Duales

Los cementos resinosos de polimerización dual pueden ser polimerizados por luz y por polimerización química. Estos cementos se pueden usar para la cementación definitiva de las restauraciones indirectas totalmente cerámicas así como las de composite y a las metálicas. Además los cementos resinosos de polimerizado dual se caracterizan por elevadas propiedades mecánicas y excelentes propiedades estéticas.

Se encuentran presentes en el cemento foto iniciadores (canforoquinona y amina), como una forma adicional al sistema de iniciación.

c. Por el sistema adhesivo que requieren

c.1 Cementos resinosos con adhesivos

Para unirse a la superficie del diente, muchos cementos resinosos requieren que se les aplique un sistema adhesivo que puede ser de acondicionado ácido o de autoacondicionador.

Los cementos resinosos que necesitan un sistema de acondicionamiento ácido se adhieren a la estructura dental por medio de retenciones micromecánicas que se obtienen por medio de un acondicionamiento con ácido fosfórico al esmalte y dentina, complementado posteriormente con la aplicación de un primer y un agente adhesivo.

Los autoacondicionantes reciben ese nombre porque prescinden de un acondicionamiento con ácido fosfórico previo, ya que utilizan un primer ácido seguido de la aplicación de un agente adhesivo para poder modificar la estructura dentaria y así obtener la adhesión requerida.

c.2 Cementos resinosos autoadhesivos

Este tipo de cementos fue introducido en el 2002 como un nuevo subgrupo de cementos resinosos.

Los cementos autoadhesivos no requieren ningún pretratamiento de la superficie del diente. Una vez que el cemento es mezclado, el procedimiento de aplicación es bastante simple. Se dice que estos cementos son resistentes a la humedad y que liberan flúor como los cementos de ionómero de vidrio. Además, se espera que los cementos auto-adhesivos ofrezcan buena estética, óptimas propiedades mecánicas, estabilidad dimensional y adhesión micromecánica.

Tal combinación de propiedades favorables de cementos resinosos y convencionales hacen a los cementos auto-adhesivos adecuados para un gran número de aplicaciones.

Al mismo tiempo estos cementos responden a las demandas de los clínicos por una simplificación de la técnica, esta técnica de aplicación no deja espacios para errores inducidos por la sensibilidad de la técnica.

La composición básica de estos cementos radica en la modificación e incorporación de algunos monómeros acídicos con grupos metacrilato fosforilados que le brindan características de acidez al cemento (pH 2 aprox.), este tipo de grupos funcionales genera además un enlace de tipo iónico con el Ca de la hidroxiapatita logrando un entramado micromecánico y adhesión química. El pH de estos cementos aumenta rápidamente limitando la reacción. Algunos de estos grupos acídicos funcionales son conocidos como 4-META (metacriloxi etiltrimetilato anhidro), 10- MDP (metacriloxidecildihidrogenofosfato), GPDM (Glicerol di metacrilato dihidrogeno fosfato) o PENTA (ácido fosfórico dipentaeritritolpentacrilato).

Otra característica interesante es que la amina convencional utilizada es inhibida por la acidez de los propios monómeros, por lo que los fabricantes se han visto obligados a utilizar otros sistemas con aminas ácido-resistentes.

Adhesión a los materiales de restauración

Adhesión a cerámicas

Para lograr una óptima adhesión a estructuras cerámicas, este sustrato debe ser preparado. Esta preparación dependerá fundamentalmente del tipo de cerámica al cual se pretende adherir.

Para cerámicas con alto contenido de sílice (feldespáticas, leucíticas y de bario) deben ser preparadas previamente. Su grabado químico debe ser de 2 a 5 minutos con ácido fluorhídrico de 8 a 10 % de concentración el cual promueve el cambio morfológico de la superficie de la cerámica creando una topografía tipo panal de abeja, ideal para la adhesión micromecánica. Su aplicación aumenta la rugosidad de la superficie aumentando la superficie de contacto y la energía superficial de este sustrato. Este suceso se puede explicar por la remoción de la fase vítrea en las cerámicas al aplicar este acondicionador.

Una vez acondicionado, el sustrato debe ser imprimado con un agente silano, el cual posee la característica de unirse químicamente al sustrato cerámico dejando libre sus radicales OH de tipo metacrilato compatibles con los sistemas poliméricos resinosos. La aplicación de múltiples capas de silano no mejora su adhesión, sino que da origen a grupos hidroxilo débilmente unidos al sustrato cerámico, por lo que debe aplicarse una sola capa o luego de múltiples aplicaciones lavar la superficie a modo de eliminar los silanos débilmente unidos. Previo a la aplicación del silano, es recomendada una aplicación de ácido fosfórico con el fin de eliminar las impurezas de la superficie como grasas o saliva.

En caso de cerámicas con bajo contenido de sílica como las aluminosas o zirconiosas, el laboratorio debe de brindar la superficie correctamente arenada con el fin de generar las microretenciones que aseguren la adhesión.

Adhesión a Metales

Las superficies de Metales deben ser previamente asperizadas utilizando procedimientos de grabado electroquímico y/o mediante arenado utilizando partículas de alúmina de entre 30 y 50 micras a presión de aire.

Antiguamente y aún en algunas restauraciones de tipo Veneers, se utilizan macro retenciones como perlas en el encerado para asegurar la retención del futuro fantoche.

En metales nobles el grabado electroquímico es ineficaz por el tamaño pequeño de los granos. Por lo que el arenado es necesario. Existen tratamientos como el estañado para lograr una adhesión específica a este tipo de metales.

Algunos sistemas de cementos adhesivos poseen en su composición primers específicos para la adhesión química a metales como lo son el 10MDP y 4META.

Adhesión a resinas compuestas indirectas

Podríamos pensar, que adherir restauraciones de resina compuesta a cementos de resina podría resultar simple, pero, debido a que las restauraciones de resina compuesta fabricadas en el laboratorio no poseen una capa inhibida, la adhesión química no será posible para este tipo de restauraciones.

Los tratamientos a sustratos resinosos consisten en arenados con alúmina y asperizado de la superficie. En este tipo de restauraciones también podemos auxiliarnos con la aplicación de silanos para la activación química de la superficie, sin embargo, la porción inorgánica de la restauración en contacto con el silano es relativamente pequeña por lo que aún se discute su aplicación.

Conclusiones

1. Existe una gran variedad de cementos disponibles, la elección depende de diversos factores, entre ellos el sustrato sobre el cual se va a cementar y el tipo de restauración.
2. Uno de los factores más importantes en el éxito de la cementación es la selección correcta del cemento para cada caso.
3. Los cementos resinosos poseen algunas ventajas sobre los cementos convencionales.
4. Los cementos resinosos autoadhesivos facilitan la tarea del profesional al reducir el tiempo clínico de su manipulación.
5. Los cementos autoadhesivos disminuyen algunas fallas en la cementación al poseer una técnica menos susceptible.
6. Es de suma importancia que el clínico tenga conocimiento de las propiedades de cada cemento así como de la composición de los materiales restauradores y la interacción entre ambos.