



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA IBEROAMERICANA S. C.
INCORPORADA A LA UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

CLAVE 8901-22

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TÍTULO DE TESIS

**BIOMATERIALES DENTALES: NUEVOS MÉTODOS Y TÉCNICAS DE
MEDICACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTA:

NOLASCO CARMONA JORGE OSVALDO

ASESOR DE TESIS: ARMANDO PINEDA ROMERO

XALATLACO, ESTADO DE MÉXICO 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE

INTRODUCCION	7
---------------------	----------

CAPITULO I USO HISTORICO DE LOS MATERIALES PARA RESTAURACION

INTRODUCCION	8
ESTRUCTURA DE LA MATERIA	13
GENERALIDADES Y CLASIFICACION DE LOS MATERIALES	15
MATERIALES CERAMICOS	19
MATERIALES ORGANICOS	20
MATERIALES METALICOS	21
PROPIEDADES DE LOS MATERIALES	22
- PROPIEDADES MECANICAS	22
- PROPIEDADES FISICAS	25
- PROPIEDADES FISICO-TERMICAS	26
- PROPIEDADES FISICO-ELECTRICAS	27
- PROPIEDADES FISICO-OPTICAS	28
- PROPIEDADES QUIMICAS	30

CAPITULO II BIOMATERIALES Y BIOCOMPATIBILIDAD

INTRODUCCION	32
BIOCOMPATIBILIDAD	33
MATERIALES BIOACTIVOS	34
TOXICIDAD	35
EVALUACION DE BIOMATERIALES	37
EVOLUCION DE LOS BIOMATERIALES DENTALES	39

CAPITULO III MATERIALES DE IMPRESIÓN

INTRODUCCION	41
DEFINICION	43
REQUISITOS DE LOS MATERIALES DENTALES DE IMPRESIÓN	44
CLASIFICACION	48
CUBETAS	53
CLASIFICACION DE LAS CUBETAS	54

CAPITULO IV PROTECTORES DENTINOPULPARES Y SU APLICACIÓN CLINICA

INTRODUCCION	57
CAUSAS DE DAÑO AL ORGANO DENTINO PULPAR	58
IRRITANTES FISICOS	59
IRRITANTES QUIMICOS	63
IMPREGNACION ANTISEPTICA Y/O REMINERALIZANTE	68
RECUBRIMIENTO O LINING	69
BASE O RELLENO	72
CLASIFICACION DE LOS PROTECTORES DENTINOPULPARES	73
- INDIRECTO	73
- DIRECTO	74
SASTEMAS ADHESIVOS	77
FORROS CAVITARIOS	78

CAPITULO V BIOMATERIALES DENTALES

HIDROXIDO DE CALCIO	79
IONOMERO DE VIDRIO	82
FOSFATO DE ZINC	91

POLICARBOXILATO	93
OXIDO DE ZINC Y EUGENOL	97
FACTORES PARA LA SELECCIÓN DEL MATERIAL DE PROTECCION DENTINO PULPAR	100
FACTORES QUE CONDICIONAN EL ÉXITO DE LA PROTECCION DENTINO PULPAR DIRECTA	102
REPARACION DEL COMPLEJO DENTINO PULPAR	103

CAPITULO VI

BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS COMPOSITOS Y CEMENTOS DENTALES

INTRODUCCION	104
RESINAS COMPUESTAS	105
- MATRIZ ORGANICA	106
- MATRIZ INORGANICA	107
MECANISMOS DE LIBERACION DE SUSTANCIAS	108
LIBERACION DE IONES	110
EVENTOS ADVERSOS	111
TOXICIDAD PULPAR	112
EFFECTOS ADVERSOS SISTEMICOS	113

ALTERNATIVAS PARA DISMINUIR LOS EVENTOS ADVERSOS	116
BIOMATERIALES DE REGENERACION OSEA	117
REGENERACION OSEA	118
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	122

INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de la odontología es mantener o mejorar la calidad de vida de los pacientes. Este objetivo puede lograrse previniendo enfermedades, aliviando el dolor y mejorando la eficacia masticatoria, la dicción y la apariencia. El logro de muchos de estos objetivos requiere la restitución o alteración de la estructura dental. Por esta razón, durante siglos, el principal desafío ha sido desarrollar y seleccionar materiales biocompatibles.

Históricamente se han empleado gran cantidad de materiales como coronas dentarias y en sustitución de la raíz, incluidos dientes de animales, huesos, dientes humanos, marfil, conchas marinas, cerámica y metales. En los últimos siglos, la evolución de los materiales de restauración empleados para restituir la estructura dentaria ha sido más lenta.

En el presente trabajo de investigación se dará a conocer acerca de los biomateriales dentales, abarcando desde su concepto hasta cómo es su uso, actualizaciones de estos materiales, técnicas, en que se usa.

CAPITULO I

USO HISTÓRICO DE LOS MATERIALES PARA RESTAURACIÓN

INTRODUCCION

Se cree que la odontología como especialidad tuvo origen aproximadamente en el año 3000 a.C. Después del 2500 a.C., los fenicios utilizaban bandas y alambres de oro. Alrededor del año 700 a.C. los etruscos tallaban marfil o hueso para construir prótesis parciales de dientes que se ajustaban a los dientes naturales por medio de bandas o alambres de oro. Las bandas de oro se empleaban para colocar los dientes extraídos en el lugar de las piezas dentales que faltaban.

Desde la antigüedad hasta el siglo XVIII las cavidades dentales han sido restituidas o reemplazadas por diversos materiales, entre ellos trozos de piedra, marfil, dientes humanos, resina de trementina, corcho, goma y láminas de metal (plomo y estaño). Mas recientemente se han empleado otros materiales para la restauración dental, tales como gutapercha, cementos, cementos modificados con metal, resina sintética sin relleno, composites, otros metales (lámina de oro, amalgama y una gran variedad de metales colados y aleaciones), cerámicas y metal-cerámica.

Paré (1509-1590), cirujano de cuatro reyes, utilizaba plomo o corcho para realizar obturaciones dentales. La reina Isabel (1533-1603) usaba trozos de tela para obturar las cavidades de sus dientes.

Faurchard (1678-1761), el padre de la odontología moderna, empleaba láminas de estaño o cilindros de plomo para rellenar las cavidades dentales. Los pacientes adinerados preferían los dientes hechos de ágata, madreperla, plata u oro. La odontología moderna comenzó en 1728, cuando Fauchard publicó un tratado sobre los distintos tipos de restauraciones dentales, que incluía un método para la construcción de prótesis artificiales hechas de marfil.



Las láminas de oro también se empleaban en la restauración dental, Pfaff (1715-1767) dentista de Federico el Grande de Prusia, utilizaba láminas de oro para cubrir la cámara pulpar. En Connecticut, en 1812, Bull comenzó a emplear oro, que martilleaba hasta conseguir láminas para fines dentales. En 1848, Arculands recomendó el uso de láminas de oro para obturaciones dentales. En 1853 se introdujo en Estados Unidos e Inglaterra el oro esponjoso en sustitución de las láminas de oro. En 1897, Philbrook describió el uso de obturaciones metálicas hechas a partir de modelos de cera de la cavidad dental.

En 1816, Taveau desarrolló en Francia la que probablemente sea la primera amalgama dental, utilizando monedas de plata mezcladas con mercurio. En 1833, los hermanos Crawdcour, que emigraron de Francia a Estados Unidos, introdujeron las obturaciones de amalgama de Taveau. Sin embargo, los alumnos de la universidad de Odontología de Baltimore optaron por no utilizar amalgamas en las prácticas. Muchos dentistas criticaron la baja calidad de las primeras restauraciones de amalgama. Esto dio lugar a la “guerra de la amalgama”, que tuvo lugar entre 1840 y 1850. Durante este periodo, eran habituales los acalorados debates sobre los beneficios y desventajas de las amalgamas.

George Washington (1732-1799) sufrió mucho durante su presidencia (1789-1797) debido al mal ajuste de sus prótesis dentales. A diferencia de lo que se dice, Washington nunca usó dientes de madera, si no que utilizaba dentaduras hechas a partir de sus propios dientes, de dientes de vaca o de hipopótamo, de marfil o de plomo. Antes de su primer mandato como presidente, había utilizado prótesis parciales ajustadas a los dientes remanentes. En 1789, durante la inauguración de su primer mandato como presidente, Washington, al que sólo le quedaba un diente, lució su primer juego de prótesis completas, hechas por John Greenwood. La base de estas prótesis estaba compuesta de colmillos de hipopótamo tallados para que se adaptaran a las crestas mandibulares.

La prótesis superior contenía dientes de marfil y la inferior constaba de 8 dientes humanos que se ajustaban mediante remaches de oro atornillados a la base de la prótesis. Ambas prótesis se fijaban a la boca mediante resortes en espiral.

En 1808, el dentista italiano Fonzi, desarrolló un diente individual de porcelana que se mantenía en su lugar mediante un alfiler de platino incrustado. En 1817, el dentista francés Planteau fue el primero en introducir los dientes de porcelana en Estados Unidos. En 1822, el artista Charles Peale introdujo en Filadelfia dientes fabricados con minerales calcinados y, poco después, Samuel Stockton inició en el año 1825 la producción comercial de dientes de porcelana. Alrededor de 1837, Ash desarrolló en Inglaterra un diente de porcelana mejorado.

En 1944 comenzó la fluoración controlada del agua (1 ppm) para reducir la incidencia de caries dentales (desmineralización). Desde entonces, la incidencia de caries en niños que habían tenido acceso al agua fluorada disminuyó un 50 %. La incidencia de caries se ha reducido aún más gracias al uso de selladores de fosas y fisuras, de barnices que liberan fluoruro y materiales de restauración.

Hasta hace poco, ha habido escasa información sobre materiales dentales de restauración. Anteriormente, el uso de este tipo de materiales era un arte y el único laboratorio de pruebas era la boca del paciente. En la actualidad, a pesar de los sofisticados equipos técnicos que existen y del desarrollo de métodos de prueba estandarizados para evaluar la biocompatibilidad de materiales preventivos y de restauración, en ocasiones se sigue probando en la boca de los pacientes. Los motivos son muy diversos.

En algunos casos, se aprueba el uso de los productos en humanos sin haber sido probados en animales ni en personas. En otros casos, los dentistas utilizan los materiales para fines no estipulados por el fabricante; por ejemplo, emplear un producto cerámico para una prótesis parcial fija posterior cuando el producto ha sido recomendado sólo para incrustaciones, restauraciones extra coronarias, coronas y prótesis parciales fijas anteriores de tres unidades.

A mediados del siglo XIX se produjo el primer gran despertar del interés científico, cuando comenzaron las investigaciones sobre las amalgamas. Aproximadamente en la misma época se publicaron varios estudios sobre la porcelana y las láminas de oro. Finalmente, estos avances esporádicos culminaron en las investigaciones de G.V. Black, quien comenzó sus estudios de investigación en 1895. Prácticamente no hay ninguna faceta de la odontología que no haya sido explorada y desarrollada por este pionero de la odontología restauradora.

ESTRUCTURA DE LA MATERIA

Como odontólogos, nuestra principal función consiste en mantener y mejorar la calidad de vida de nuestros pacientes. Durante el transcurso de la vida, los órganos dentarios sufren diversas injurias, las cuales pueden ser reparadas y rehabilitadas gracias a nuestras acciones. Un material dental puede ser definido como aquella materia utilizada en el área odontológica.

Por lo cual resulta fundamental que para poder comprender a los materiales dentales; tener los conocimientos básicos para poder seleccionar el material adecuado acorde para la situación con la que nos enfrentemos, y poder predecir, hasta cierto punto, su comportamiento en boca, para todos estos factores el pilar fundamental consiste en comprender la estructura de la materia, su composición y los diversos enlaces que se producen en su composición, los cuales determinaran sus propiedades y por ende su comportamiento en boca.

Para comprender la estructura de la materia, es indispensable primero tener varios conceptos básicos claros, para de esta manera construir una base sólida en nuestro conocimiento sobre los materiales dentales. En primer lugar, debemos entender el concepto de Materia: la cual podemos definir como todo aquello que tiene masa y ocupa un lugar en el espacio. Siguiendo este concepto debemos considerar que la materia como tal, puede encontrarse en el espacio en distintos estados. Cuando la relación entre partículas es estable, es decir que cada una de las partículas se mantiene en una posición definida respecto a las que la rodean, decimos que la materia se encuentra en estado sólido.

Cuando existe más energía entre estas partículas, lo cual genera que la ubicación entre ellas no sea definida se denomina estado líquido. Por último, si las partículas no tienen relación aparente entre ellas no se agrupan ni se unen, sino que se rechazan por la gran energía que hay entre ellas, decimos que las mismas se encuentran en estado gaseoso. Es bien sabido que el estado en el cual la materia se encuentre está condicionado por diversos parámetros como es la temperatura y la presión. Podemos entonces deducir que podemos aplicar energía (ej. Calor) para modificar el estado en el que se encuentra la materia.

También podemos agregar que la energía necesaria para modificar el estado de la materia dependerá ampliamente de la fuerza de unión entre sus partículas, esto claramente afectará directamente las propiedades y por ende el comportamiento del material. Cuando entendemos que nuestro trabajo como odontólogos se basara en el uso de materiales aplicados sobre diversos tejidos vivos, surge la necesidad de incorporar un nuevo concepto. Se conoce como Biomaterial a aquellos materiales que utilizados sobre tejidos vivos no generan ningún tipo de injuria. Es decir, dicho material es biocompatible.

GENERALIDADES Y CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES

Un Biomaterial es un material creado para integrarse perfectamente en un sistema biológico. En Odontología se utilizan biomateriales dentales restauradores como amalgamas, composites, aleaciones para prótesis, porcelana dental, cementos dentales y materiales de impresión, entre otros muchos. Cualquier material usado para hacer un dispositivo que reemplace una parte y/o la función del cuerpo de manera segura, confiable, económica y fisiológicamente aceptable. En contacto con el cuerpo, pero también aquellos que no lo están y que utilizamos en odontología.

Los biomateriales deben ser biocompatibles: se llaman bioinertes a los que tienen una influencia nula o muy pequeña en los tejidos vivos que los rodean, mientras que son bioactivos los que pueden enlazarse a los tejidos óseos vivos. Los biomateriales pueden ser de origen artificial, (metales, cerámicas, polímeros) o biológico (colágeno, quitina, etc.). Está creado para estar en contacto con tejidos vivos durante un período de tiempo, con la finalidad de completar el tejido y ayudar a mejorar su funcionamiento sin afectar al resto del organismo. Por ejemplo, cuando se usan para tratar una caries dental o para sustituir piezas dentales perdidas mediante implantes. Atendiendo a la naturaleza del material artificial con el que se fabrica un implante, se puede establecer una clasificación en materiales cerámicos, metálicos, poliméricos o materiales compuestos.

Los biomateriales poliméricos son muy utilizados, tanto en implantes quirúrgicos como en membranas protectoras, sistemas de dosificación de fármacos o cementos óseos acrílicos. Los metálicos se usan cuando es imprescindible soportar carga, como, por ejemplo, en las prótesis de cadera, para las que se utilizan aleaciones de cobalto (Co) con cromo (Cr) o de titanio (Ti) con aluminio (Al) y vanadio (V); el titanio también se usa en implantes dentales.

Las biocerámicas se emplean en la fabricación de implantes que no deban soportar cargas, como es el caso de la cirugía del oído medio, en el relleno de defectos óseos tanto en cirugía bucal como en cirugía ortopédica y en el recubrimiento de implantes dentales y articulaciones metálicas.

Los biomateriales dentales son la base fundamental en los tratamientos restauradores, protésicos y de varias especialidades. Debido a las diversas composiciones de los materiales, no existe una clasificación universal. La mayor parte de las clasificaciones se elaboran en función de las propiedades físicas, químicas, y del uso para el que están destinados. En esta ocasión vamos a agruparlos en cuatro tipos: los metales, los polímeros, las cerámicas y los composites dentales.

Hay materia formada por átomos metálicos y, por consiguiente, hay materiales formados por ellos y son los denominados materiales metálicos (plomo, hierro, oro, etc.). Como los átomos metálicos pueden combinarse con los no metálicos, hay materia y materiales constituidos por esos dos tipos de átomos. Se denominan materiales cerámicos (yeso, mármol, etc.).

Por último, existe materia en la cual grupos de átomos se unen primeramente entre sí para formar las moléculas y, en segunda instancia, la relación entre esas moléculas da lugar a la materia o material. Son éstos denominados materiales orgánicos, ya que el átomo que con mayor frecuencia contribuye a la formación de esas moléculas es el carbono que constituye la base de la denominada química orgánica.

En resumen, los materiales pueden clasificarse, en función de su tipo de materia o átomos que los constituyen, en: metálicos, cerámicos y orgánicos. Eventualmente pueden existir materiales que combinen en su estructura materia de dos de esos tipos, por ejemplo, materia cerámica y orgánica o cerámica y metálica. En estos casos se habla de materiales combinados y con frecuencia se utiliza para identificarlos la palabra inglesa composite.

Esta clasificación de los materiales no tiene tan solo un fin didáctico. La presencia de átomos distintos en cada uno de ellos hace que sean diferentes las condiciones y las fuerzas con las que se relacionan para constituir materiales en estado sólido y, por lo tanto, sus características difieren totalmente. Esto puede llevar, como consecuencia, a aplicaciones y usos también diversos.

Existen 4 tipos de Materiales:

- ✓ Metálicos
- ✓ Cerámicos
- ✓ Orgánicos
- ✓ Combinados

Los materiales Metálicos son los materiales originados por el enlace Metálico, por lo que poseerán las características del mismo como por ejemplo la conductividad, la fuerte unión interatómica, densidad y el ordenamiento cristalino.

Los materiales Cerámicos son los generados por el enlace iónico, teniendo como características la aislación térmica y eléctrica, su elevado punto de fusión y ebullición, pero también teniendo otras características como translucidez (ver propiedades ópticas), y rigidez y fragilidad (ver propiedades mecánicas).

Los materiales Orgánicos, son los cotidianamente llamados “plásticos”, los cuales consisten en grandes macromoléculas (ver polimerización) con las características del enlace covalente. Puntos de fusión bajo y bajas propiedades mecánicas.

Finalmente, los materiales Combinados consisten en la combinación de 2 o más materiales con el fin de mejorar sus propiedades como por ejemplo en la odontología los llamados Composites (ver Resinas Compuestas) los cuales consisten en redes de polímeros (materiales orgánicos) con inclusiones de materiales Cerámicos, ambas fases unidas químicamente.

MATERIALES CERÁMICOS

En los materiales cerámicos, los dos tipos de uniones que pueden determinar el estado sólido deben darse no entre átomos iguales si no entre átomos distintos: entre átomos de elementos metálicos y no metálicos.

Hoy en día comienzan a manejarse ya productos a base de cerámicas infiltradas con resina, en las que han introducido una resina. En algunos casos, como el de la sal común, los conocimientos de química pueden ayudar a reconocer porqué un material como el cloruro de sodio es sólido.

El sodio como metal puede fácilmente perder un electrón para transformarse en catión. El cloro, a su vez, necesita de un electrón para completar su órbita externa. Le viene bien tomarlo del sodio y quedar convertido en anión. Las cargas opuestas con que han quedado ambos hace que atraigan y se unan.

Cerámicas Bioactivas (Sustitutos óseos), Cerámicas Bioinertes (Coronas de porcelana)

Dentro de este grupo se encuentran, por un lado, las cerámicas bioinertes, que se usan, principalmente para confeccionar coronas de porcelana y, por otro lado, las cerámicas bioactivas, que se pueden emplear como sustitutos óseos.

MATERIALES ORGÁNICOS

En los materiales orgánicos, el átomo preponderante es habitualmente el carbón y, en algunos casos, el silicio. Ese elemento, con sus cuatro electrones, puede unirse con otros átomos iguales y/o con los de otros elementos por medio de uniones covalentes y formar moléculas. Así, por ejemplo, un material orgánico puede estar constituido por moléculas. Así, por ejemplo, un material orgánico puede estar constituido por moléculas.

Estas moléculas se han formado en función de uniones covalentes entre átomos. Sin embargo, no necesariamente conducirán a la formación de un sólido. Para que esto suceda serán las distintas moléculas las que tendrán que unirse, a diferencia de lo que sucede en los materiales metálicos y cerámicos, en los que las uniones entre los átomos son las responsables del estado sólido. Para explicar cómo se produce esa unión entre moléculas se puede partir del análisis de una sustancia de molécula sencilla, aunque difícil quizá de ubicar dentro de la clasificación de los materiales: el agua, es decir H₂O.

Como toda molécula, es neutra, pero, debido a la dirección de las fuerzas de valencia, en ella se ubican los dos átomos de hidrógeno sobre un lado del oxígeno. Hay entonces fuerzas de atracción entre las moléculas de agua, y si la energía térmica lo permite (temperatura inferior a 0° C a presión normal), pueden manifestarse lo suficiente para formar agua sólida (hielo). Nótese bien que este sólido se ha constituido sobre la base de uniones entre moléculas y no entre átomos.

MATERIALES METÁLICOS

Casi todos los materiales metálicos son sólidos a temperatura y presión normales. O sea que los átomos que los componen están firmemente unidos entre sí. Los átomos metálicos tienden a perder electrones (los denominados de valencia) para quedar con una órbita externa completa.

Es decir que con facilidad se transforman en cationes; así, en el metal sólido no hay en realidad átomos sino iones positivos, y los electrones que han quedado libres circulan entre ellos y son compartidos por todos, lo que permite que se unan.



PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

PROPIEDADES MECÁNICAS

Como odontólogos, al momento de seleccionar el material más adecuado para cada situación clínica, nos resulta fundamental conocer el comportamiento físico-mecánico de cada material, por lo que resulta imprescindible tener un conocimiento básico en el estudio de las propiedades mecánicas de los materiales para poder predecir su comportamiento en boca.

Cuando un material se encuentra en boca el mismo recibe fuerzas externas, las cuales denominaremos CARGAS, las mismas generaran respuesta dentro del cuerpo en el que se apliquen generando una DEFORMACIÓN MECÁNICA, como resultado de esta deformación se induce una TENSIÓN. Podemos denominar a la tensión como la fuerza por unidad de superficie donde se aplique la fuerza, por lo que $Tensión = Fuerza / superficie$.

TIPOS DE TENSION

Cuando estudiamos a los cuerpos y las tensiones que se pueden inducir sobre ellos, encontramos 3 tipos básicos:

- ✓ Compresivas; donde las fuerzas van en la misma dirección, en sentido opuesto y hacia el objeto generando un acortamiento del cuerpo
- ✓ Traccionales; donde las fuerzas van en la misma dirección, sentido opuesta y se alejan del objeto, generando un alargamiento del cuerpo
- ✓ Tangenciales o de corte, las cuales van en distinta dirección, sentido opuesto y hacia el objeto generando dos ejes de presión produciendo el movimiento de “corte”

A modo de poder estudiar el comportamiento en boca de los materiales, resulta imposible simular una situación en la cual un objeto dentro de la boca reciba tan solo una de estas tensiones por lo que se realiza un estudio de fuerzas flexurales:

Este estudio se realiza colocando un cuerpo sobre dos topes, uno a cada extremo y aplicando una fuerza única en el centro del objeto, esta fuerza producirá la flexión del mismo, pero lo interesante son las tensiones internas que se generan en este. En la superficie superior, donde se aplica la fuerza el objeto se “acorta” debido a la curva de la flexión por lo que en este punto se generan fuerzas de tipo compresivas. A la vez, en la superficie opuesta a la fuerza, el objeto se “estira” debido a la flexión generando en esta zona fuerzas de tracción.

Y por último, si tomamos en cuenta la fuerza aplicada y la resistencia generada por los topes ubicados en los extremos del objeto entre estos se genera una fuerza de cizallamiento. Por lo que un estudio de tipo flexural, resume brevemente la aplicación de las tres tensiones sobre un objeto.

PROPIEDADES FISICAS

Las propiedades físicas hacen referencia al estudio del comportamiento del material ante la aplicación de agentes físicos. Dentro de las propiedades físicas encontramos a las propiedades físicas propiamente dichas, a las físico-mecánicas, físico-térmicas, físicoeléctricas y físico-ópticas.

Son las propiedades de la materia con la que están formados. Dentro de éstas encontramos a la densidad.

Densidad: corresponde a la cantidad de materia por unidad de volumen. Depende del núcleo atómico, y de la cercanía de las partículas entre sí. Por lo que, tomando un volumen constante, un material más denso resultará con mayor masa que uno material menos denso. Este fenómeno cobra importancia en el caso de prótesis removibles superiores, si la densidad es muy elevada, el aparato tendería a desalojarse como consecuencia de la gravedad.

PROPIEDADES FÍSICO-TÉRMICAS

- ✓ Calor: corresponde a la energía del movimiento asociada con las partículas de la materia. A mayor energía cinética, mayor es el movimiento y mayor el calor. El calor total de un cuerpo es la suma de la energía cinética de todas sus partículas.
- ✓ La temperatura se distingue del calor por ser una medida de la cantidad promedio de energía cinética de sus partículas. Es el estado de calor que un cuerpo tiene en un instante determinado y a una presión conocida. El calor se genera y transmite, la temperatura se mide.
- ✓ Calor específico de una sustancia es la cantidad de calor que se necesita para elevar la temperatura de la unidad de masa en 1°C . La unidad de calor es la caloría y corresponde a la cantidad de calor necesaria para elevar la temperatura de 1g de agua desde 15°C a 16°C .
- ✓ El calor de fusión es la cantidad de calorías necesarias para para 1g de un material en estado sólido al estado líquido. De aquí se desprende que, a mayor masa para fundir, se va a precisar mayor calor para transformar la masa total en líquido. Temperatura de fusión y solidificación es la temperatura a la cual se da el cambio de estado. En odontología es útil cuando hablamos de materiales termoplásticos y aleaciones para soldadura.

PROPIEDADES FÍSICO-ELÉCTRICAS

Conductividad eléctrica corresponde a la capacidad de esa sustancia para transportar la corriente eléctrica. La situación inversa se denomina resistencia específica o resistividad. En odontología se suscita un problema cuando se genera una diferencia de potencial entre distintas restauraciones metálicas. Esto se debe a la aparición de corrientes galvánicas en la cavidad bucal. La corriente se transmite de un metal a otro llegando al diente, donde produce dolor. Otra de las consecuencias directas de la conductividad eléctrica es la corrosión que aparece en las restauraciones metálicas, originada por diferencia de potencial eléctrico entre un metal con bajo y otro con alto potencial, estando ambos sumergidos en una solución electrolítica. El material de bajo potencial entra en solución, se disuelve y libera iones que se transmiten a través de la saliva (medio electrolítico), depositándose en la superficie del otro metal. Fuerza electromotriz representa la facilidad con la que los metales se oxidan.

PROPIEDADES FÍSICO-OPTICAS

Color es el resultado de la percepción de un estímulo físico. La percepción es una sensación, una respuesta fisiológica subjetiva, mientras que el rayo de luz es el estímulo físico que produce la sensación, es eternamente objetivo. Cuando todos los colores de una fuente de luz son reflejados por un objeto con la misma intensidad con que son recibidos, ésta aparece de color blanco.

Cuando todos los colores son absorbidos por igual, el objeto aparece totalmente negro. El color percibido de un objeto resulta del rayo de luz incidente, o de una porción del mismo, que es el reflejado o absorbido. Un objeto puede transmitir la luz, con poca o ninguna dispersión y dejar ver varios objetos, a través de él; es el caso de las sustancias transparentes. También puede suceder que la luz sea transmitida con dispersión, pero no se puedan apreciar formas; como en las sustancias translúcidas. Por otro lado, tenemos objetos que no dejan pasar la luz, la absorben, son opacos.

Al color básico de un objeto, se lo denomina tono, matiz o tinte. A su vez, cada matiz puede presentar diferentes grados de saturación, que corresponde a la intensidad de ese tinte en particular. Otro aspecto a tener en cuenta es la luminosidad, brillo o valor, que corresponde a la cantidad de luz u oscuridad para un color determinado y que se obtiene al mezclar el blanco con el negro para obtener las diversas graduaciones de grises. Algunos materiales tienen la capacidad de emitir energía lumínica cuando un haz de luz llega sobre ellos.

Si la luz resulta ser emitida en el momento de excitación por el haz primario, es denominado fluorescencia. En cambio, si la luz continúa siendo emitida después de la excitación por el haz primario, es denominado fosforescencia. A ambos fenómenos se los llama luminiscencia, término que se refiere a una fuente de luz no asociada directamente al color.

Metamerismo, es el fenómeno por el que dos objetos de naturaleza diferente, por ejemplo, un diente natural y uno artificial, pueden parecer del mismo color y aspecto bajo un tipo de luz y de diferente color y aspecto bajo otro tipo de fuente luminosa.

Radio opacidad es la capacidad de los materiales de absorber energía proveniente de un haz de rayos X. Si un objeto es irradiado colocando una película radiográfica detrás de él, es posible que ésta quede impresionada, apareciendo zonas de gran absorción con una tonalidad radioopaca y zonas de poca o ninguna absorción con una tonalidad radiolúcida.

PROPIEDADES QUÍMICAS

Los materiales Odontológicos durante su función pueden verse involucrados en distintos tipos de reacciones químicas. Algunas de ellas son deseables, como el caso del endurecimiento o fraguado, y otras no previstas e indeseadas, como los procesos de oxidación y corrosión que sufren algunos metales en el medio bucal. Cuando se mezclan los componentes de un material determinado, comenzará una reacción que se prolongará en el tiempo. Por razones prácticas y por razones más o menos didácticas, pueden distinguirse una serie de períodos o tiempos, no iguales y no identificables en todos los materiales, que son los siguientes:

- ✓ Tiempo de mezclado: se refiere al tiempo que debe transcurrir desde que entran en contacto los componentes hasta que se ha obtenido una mezcla homogénea y apropiada mediante maniobras de batido, espatulado, vibrado, etc. Debe venir recomendado por el fabricante, recomendación que debe estar, a su vez, de acuerdo con las especificaciones internacionales. Suele durar entre 15 y 60 segundos.
- ✓ Tiempo de trabajo: es el paso siguiente, es decir, desde el inicio de la mezcla hasta que el material es llevado a boca; debe permitir manipular el material para colocarlo en la situación adecuada a la espera del fraguado. El material debe todavía mantener unas aceptables cualidades de viscosidad, plasticidad, etc.
- ✓ Tiempo de fraguado inicial: para muchos materiales puede ser también el fraguado final o total, pero para otros consiste en el tiempo transcurrido desde el inicio de la mezcla, hasta que la masa ha adquirido una consistencia tal que, sin haber endurecido completamente, ya NO permite ciertas maniobras; a la espera del fraguado final. Suele durar varios minutos.

- ✓ Tiempo de fraguado final: es el tiempo transcurrido desde el inicio de la mezcla, hasta que la masa ha adquirido la firmeza, la consistencia, la dureza y la resistencia deseables, así como cualquier otra propiedad que la haga apta para una correcta manipulación. Puede prolongarse, en ocasiones, varias horas, o incluso días, como en el caso del yeso o la amalgama.

Es conveniente conocer los mencionados tiempos de cada material, para actuar en consecuencia tanto con los materiales de clínica como con los de laboratorio. Puede ser necesario también, dar ciertas normas al paciente, tales como no masticar luego de colocar una determinada restauración, hasta pasadas varias horas, o explicarle que ha de volver a los pocos días para proceder a terminar de modelarla, acabarla, pulirla, etc.

CAPITULO II

BIOMATERIALES Y BIOCOMPATIBILIDAD

INTRODUCCION

El estudio de las propiedades biológicas comprende el análisis de la reacción de los distintos tejidos en contacto con los materiales y las alteraciones que pueden experimentar éstos en su superficie como consecuencia de las interacciones con los tejidos y/o fluidos biológicos.

Es muy difícil conocer las reacciones que suceden íntimamente en el interior de los tejidos biológicos, por lo que generalmente se recurren a pruebas o ensayos in vitro, las cuales permiten predecir con cierta exactitud la reacción y el comportamiento de los Biomateriales.

Se entiende por biomaterial, aquel utilizado en relación a un medio biológico o en una profesión vinculada a las ciencias de la Salud.

BIOCOMPATIBILIDAD

El termino indica “Compatible con el medio biológico”. Esto supone que el material es NO toxico, NO irritante, NO alérgico y NO cancerígeno. Sin embargo, siendo correctas estas afirmaciones debemos destacar, que lo importante es la respuesta biológica ante el material. La misma dependerá no solo de la naturaleza del material, sino también de la cantidad, tamaño de partícula y en que tejido toma contacto.

Por todo esto se insiste en dejar de utilizar el adjetivo biocompatible para caracterizar un material y debe entenderse la biocompatibilidad como “capacidad de un material para provocar una respuesta conveniente y adecuada en el huésped para una aplicación concreta y específica”



MATERIALES BIOACTIVOS

Se refiere a aquellos biomateriales que generan una respuesta favorable y/o terapéutica participando activamente ya sea por la liberación o presencia de iones y/o sustancias con efectos curativos o rehabilitadores.

Este campo se encuentra en pleno desarrollo fundamentalmente con el advenimiento de la implantología y de la interacción entre los implantes y tejido óseo. Este comportamiento se denomina “oseointegración”, donde el material implantado logra un íntimo contacto con el tejido óseo sin ningún otro tejido interpuesto.

Además, con los avances de la medicina regenerativa, observamos materiales bioactivos con capacidades de “osteinducción” en el cual el material genera que las células de la periferia se diferencien para la formación de nuevo tejido óseo, y “osteoconducción” donde un material auspicia de soporte mecánico para guiar dicha formación (regeneración tisular guiada).

En odontología restauradora han aparecido materiales con efectos remineralizantes, capaces de inducir a los odontoblastos a formar dentina terciaria, estos productos pueden ser utilizados en la protección pulpar directa e indirecta.

También se consideran materiales bioactivos a aquellos que tienen agregado en su composición sustancias antibacterianas y/ antisépticas. Actualmente se encuentran en desarrollo sellantes, sistemas adhesivos y resinas compuestas con agregado de estos agentes bioactivos.

TOXICIDAD

Un tóxico puede entenderse como aquel agente que, en pequeñas cantidades, es capaz de producir muerte o graves lesiones celulares en animales o en el hombre (en definitiva, un veneno).

CITOTOXICIDAD

Como agente citotóxico deberá entenderse aquel material, producto o sustancia que, a pequeñas concentraciones, puede producir graves lesiones celulares o la muerte celular.

MUTAGENICIDAD Y CARCINOGENESIS

Aunque mutagenicidad y carcinogénesis son técnica y conceptualmente términos diferentes, después se verá la relación entre ambos. Mutagenicidad indica la capacidad de un agente o sustancia para producir mutaciones en los genes de los seres sobre los que pueda actuar, mientras que carcinogenicidad, o carcinogénesis, indica la capacidad de producir tumores. Una característica común de muchos mutágenos y carcinógenos es que, para ser activos, es decir, para desarrollar su actividad respectiva, han de ser metabolizados

ALERGIA E HIPERSENSIBILIDAD

La alergia es una situación que define la capacidad alterada de un organismo para reaccionar frente a determinadas sustancias con una susceptibilidad especial. Hay individuos de una especie que reaccionan anormalmente frente a algunas sustancias (productos químicos, tintes, materiales, alimentos, medicamentos, etc.). Pero estas mismas sustancias, a su vez, en las mismas concentraciones y circunstancias, no provocan ningún tipo de reacción en el resto de individuos de la misma especie.

En general estos efectos suelen presentarse como manifestaciones exageradas cutáneas, respiratorias, nerviosas, etc. Por ello, suele utilizarse en la práctica el término de hipersensibilidad, que indica precisamente respuesta enérgica, exagerada o amplia.

EVALUACIÓN DE BIOMATERIALES

Los biomateriales dentales, antes de ser utilizados en la clínica, deben ser sometidos a una serie de pruebas y estudios progresivos, que nos aseguren su predictibilidad en la respuesta biológica generada.

Hay tres tipos de pruebas o niveles a los que deben ser sometidos los materiales antes de su comercialización, para ser utilizados en el hombre.

PRUEBAS INICIALES

El primer grupo se refiere a pruebas iniciales, “in vitro” e “in vivo”, sobre cultivos celulares o de tejidos y sobre animales de experimentación, estas pruebas son: citotoxicidad, pruebas de hemólisis, pruebas de mutagenicidad y carcinogenicidad (test de Ames, test de Styles, test de dominancia letal), pruebas de letalidad y toxicidad aguda.

PRUEBAS INTERMEDIAS

En el caso de las pruebas intermedias encontramos las pruebas de irritación mucosa, toxicidad dérmica por exposición repetida, implantación subcutánea en el cobaya, implantación ósea en el cobaya, sensibilización en el cobaya.

PRUEBAS ESPECÍFICAS

Por último, dentro de las pruebas específicas, ya de naturaleza pre clínica, encontramos las pruebas de irritación pulpar, pruebas de protección pulpar y pruebas para material de uso endodóntico, también se realizan en animales.

Existen organismos e instituciones internacionales (American Dental Association “ADA”, International Standardizing Organization “ISO”) responsables del cumplimiento de las normas y especificaciones establecidas para el uso de cada biomaterial. En las mismas se incluyen también otros aspectos del biomaterial tales como: Almacenamiento, vencimiento, cantidad, peso, etc.

EVOLUCIÓN DE LOS BIOMATERIALES DENTALES

Los antecedentes históricos de los biomateriales dentales y sus aplicaciones son pocos, a pesar de que la práctica de la Odontología se remonta a miles de años atrás. No fue hasta el siglo XIX que se desarrollan las grandes familias de polímeros, y el siglo XX en que empieza su aplicación con fines médicos.

La goma vulcanizada inventada por Charles Goodyear en 1839 sirvió para moldear las prótesis de forma precisa, aunque la calidad de las bases de estos elementos ha mejorado mucho gracias al uso de resinas acrílicas y de metales para colados.

En 1919 se produjo un gran avance en el conocimiento de los materiales dentales, debido a que la armada estadounidense solicitó a la oficina nacional de normatividad la evaluación y selección de las amalgamas para ser usadas en los servicios odontológicos federales. Con la invención de la amalgama fue cuando se empezó a tener bases científicas sobre los materiales y biomateriales dentales.

Nueve años más tarde, la oficina nacional de normas se integra en la Asociación Dental Americana (ADA), dando lugar a los primeros consensos sobre los materiales dentales en Estados Unidos y en todo el mundo. Desde entonces la ADA, junto con las asociaciones de cada país, se comprometen a investigar las características físicas y químicas de las sustancias que se usan.

En 1935 se introduce la resina acrílica polimerizada como base para dientes artificiales, y 1962 Bowen desarrolla un nuevo tipo de resina compuesta, una combinación de resinas acrílicas y resinas epóxicas utilizadas para sustituir la amalgama.

Por su parte, el uso de los composites cambió por completo los parámetros que se venían utilizando en la Odontología. A partir de este hecho, se produjo una importante evolución en el mundo de la odontología conservadora.

Como se puede comprobar, la Odontología actual ha evolucionado notablemente a partir de los materiales dentales, los cuales han ido mejorando hasta alcanzar mayores niveles de sofisticación y compatibilidad.

Dentro de la evolución de los materiales dentales se han desarrollado nuevos biomateriales dentales para frenar la degradación y remineralizar los dientes con caries. Entre ellos están:

CAPITULO III MATERIALES DE IMPRESIÓN

INTRODUCCION

La rehabilitación de nuestros pacientes muchas veces exige la realización de prótesis (fijas o removibles) aparatos de ortopedia o dispositivos oclusales entre otros.

Los mismos no pueden ser confeccionados directamente sobre la boca de los pacientes, porque implican procedimientos altamente agresivos (altas temperaturas o irritantes químicos) y/o de gran dificultad de manipulación intraoral.

Se recurre entonces a la obtención de duplicados de la boca de nuestros pacientes que reciben el nombre de “modelos”.

La obtención de modelos implica 2 etapas fundamentales:

- 1) Toma de impresión – con lo que se obtiene una réplica en negativo de las estructuras orales
- 2) Vaciado de la misma, realizado fundamentalmente con algún tipo de yeso dental.

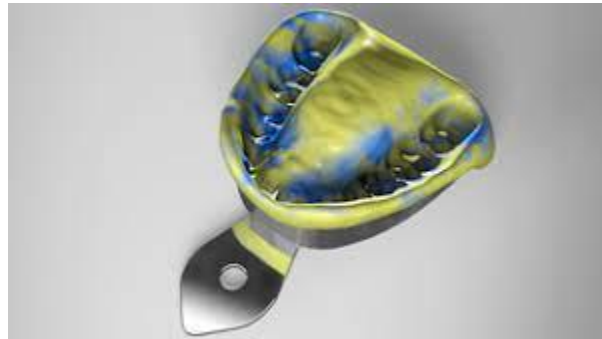
Para la realización del primer paso contamos con diferentes materiales y en base al conocimiento de las propiedades de cada uno de ellos seleccionaremos el más apropiado para cada caso.

El objetivo del presente capítulo es introducirnos en el gran capítulo de los materiales de impresión, comenzando con su definición, los requisitos exigibles, para terminar con su clasificación de acuerdo con diferentes criterios que consideramos fundamentales.



DEFINICIÓN

Los materiales de impresión son aquellos materiales que, llevados en estado plástico a las estructuras orales, endurecen en forma rígida o viscoelástica, obteniéndose una réplica en negativo de ellas



REQUISITOS DE LOS MATERIALES DE IMPRESIÓN

Los requisitos exigibles a un material de impresión se pueden dividir en 2 grupos:

1. Los que contemplan el confort del paciente:
 - a) cualidades de olor, sabor y color agradables
 - b) toxicidad e irritación nula
 - c) prudente tiempo clínico de endurecimiento

2. Los que cumplen con las exigencias de la labor técnica propiamente dicha
 - a) Exactitud de reproducción
 - b) Estabilidad dimensional
 - c) Elasticidad
 - d) Compatibilidad con los materiales utilizados para modelos y troqueles
 - e) Fácil manipulación
 - f) Bajo costo

Para obtener una impresión que sea fiel es necesario analizar:

- ✓ Reproductibilidad de detalles

- ✓ Estabilidad dimensional

La Reproductibilidad de detalles está referida al grado de registro del material y depende principalmente de su viscosidad.

La estabilidad dimensional se refiere al mantenimiento de la forma y el tamaño. Lo ideal es que el cambio dimensional sea nulo o el mínimo posible hasta que se realice el vaciado de la impresión. Los problemas de estabilidad dimensional pueden estar asociados:

- ✓ Con la reacción de fraguado

- ✓ Los cambios de temperatura y humedad

- ✓ Y la pérdida o captación de sustancias por parte de la impresión.

VISCOELASTICIDAD

Los materiales elásticos para impresión permiten que el material salve zonas retentivas, que reprodujo en el paciente, sin ninguna deformación permanente.

Dicho de otra forma, una vez que se comprueba que el material puede ser retirado de la boca de nuestro paciente el mismo debe deformarse para salvar las zonas retentivas y luego vuelve a su forma original. El proceso de recuperación permite que la forma inicial sea recuperada después de retirar la impresión de boca. Lamentablemente esa recuperación no es total, persistiendo una leve deformación permanente ya que en realidad son materiales viscoelásticos y no elásticos como habitualmente se los designa.

La recuperación que se da no es inmediata, sino que demanda un lapso de tiempo. A su vez, este tiempo no puede ser muy prolongado porque intervienen otros factores que atentan contra la estabilidad dimensional. De aquí, se deduce que hay un momento óptimo para realizar el vaciado de la impresión y aprovechar al máximo las cualidades del material.

COMPATIBILIDAD CON LOS MATERIALES PARA MODELOS

Esto significa que el material para impresión no debe reaccionar con los materiales para modelos, ni interferir con su reacción de fraguado. No debe alterar sus propiedades físicas finales y tiene que permitir el fácil retiro del modelo sin que se deteriore.



CLASIFICACIÓN

Existen diferentes criterios que nos permiten clasificar a los materiales de impresión:

- ✓ Según su uso
- ✓ De acuerdo al mecanismo de endurecimiento
- ✓ Según su índice de corrimiento
- ✓ Según su estado final

SEGÚN SU USO

Según su uso podemos clasificar a los materiales de impresión en:

1. *Fundamentales*: Son aquellos materiales de impresión que no requieren de una impresión previa para su utilización. Dicho de otra forma, son aquellos que en estado plástico tienen la consistencia adecuada para ser utilizados con cubetas de stock.

Dentro de este grupo se encuentran:

- ✓ Los hidrocoloides reversibles e irreversibles
- ✓ Los compuestos termoplásticos (godivas),
- ✓ Y los elastómeros pesados.

2. *Complementarios*: Son aquellos materiales que se utilizan como correctores de una impresión primaria. Requieren el uso de cubetas individuales o pueden ser utilizados para rebasar una impresión realizada con un material fundamental.

Pertenecen a este grupo:

- ✓ Los cinquenólicos
- ✓ Y elastómeros livianos y regulares.

Dentro de esta clasificación encontramos materiales que endurecen:

1. *Por cambios físicos*: se refiere básicamente a la temperatura y los materiales se denominan termoplásticos. Se ablandan con el calor y endurecen al enfriarse. Cabe destacar que aquí no existe ningún tipo de reacción química.

Pertencen a este grupo:

- ✓ Compuestos termoplásticos,
 - ✓ Ceras para impresión
 - ✓ Hidrocoloides reversibles.
2. *Por cambios químicos*: La reacción química que lleva al estado final del material se lleva a cabo entre los componentes reactivos. Dentro de este grupo encontramos a:

- ✓ Zinquenólicos
- ✓ Hidrocoloides irreversibles
- ✓ Y elastómeros.

Todos los integrantes de este grupo son materiales “irreversibles”. Esto quiere decir que una vez que se produce el cambio químico no podemos llevarlos nuevamente a su estado original. Esto los diferencia con los materiales pertenecientes al grupo anterior, ya que teóricamente calentándoles o enfriándoles los puedo utilizar más de una vez (aunque claro está, que siempre con el mismo paciente).

Al momento de retirar los materiales de impresión de la boca del paciente, distinguimos dos tipos de materiales:

1. *Rígidos*: dentro de estos encontramos:

- ✓ Compuestos termoplásticos
- ✓ Zinquenólicos
- ✓ Y ceras para impresión

Los materiales de impresión rígidos se utilizan en casos que no presenten zonas retentivas, ya que se fracturarían al intentar retirar la impresión en dicha zona

2. *Viscoelásticos*: Se pueden utilizar en cualquier tipo de terreno, con o sin zonas retentivas. Dentro de este grupo encontramos a:

- ✓ Los elastómeros (pesados, livianos y regulares)
- ✓ Y a los hidrocoloides (reversibles e irreversibles).

El “índice de corrimiento” es la capacidad que tiene un material de fluir bajo la aplicación de una carga. Por ejemplo, los que tienen alto índice de corrimiento son los materiales que fluyen mucho bajo la presión ejercida en el momento de la toma de impresión.

Según este parámetro, podemos clasificar a los materiales de impresión en:

1. *Materiales de alto índice de corrimiento*: debido a que son los materiales que más fluyen en el momento de la toma de la impresión, son los más exactos en cuanto a la capacidad de reproducir detalles. Los materiales que presentan un índice de corrimiento alto son:

- ✓ Cinquenólicos,
- ✓ Elastómeros livianos e hidrocoloides (tanto reversibles como irreversibles).
- ✓

2. *Materiales con mediano índice de corrimiento*: los que presentan mediano índice de corrimiento son los elastómeros regulares.

3. *Materiales con bajo índice de corrimiento*: los de bajo índice de corrimiento son los compuestos termoplásticos,

- ✓ elastómeros pesados
- ✓ y ceras para impresión
- ✓

Son los que tienen menos capacidad de reproducción de detalles.

CUBETAS

Las mismas son el continente, anteriormente nombrado. La función de ellas es “confinar” el material de impresión, es decir, darle determinados límites.

Constan de tres componentes:

- ✓ **El flanco:** es la zona lateral de la cubeta, y podemos encontrar cubetas de flanco alto o bajo, según sea el tipo de maxilar a impresionar. Flancos alto para pacientes dentados y bajos para desdentados.
- ✓ **La gotera:** es la zona de la cubeta que coincide con las caras oclusales de las piezas dentarias, las goteras también pueden ser de dos tipos: planas para maxilares dentados y cóncavas, para desdentados.
- ✓ **El mango:** es útil para que el profesional (odontólogo) pueda proceder al retiro de la misma de la boca del paciente. El mismo puede ser fijo o móvil, más adelante se detallará.

De lo recién mencionado deducimos que: para dentados utilizamos cubetas con flanco alto y gotera plana (ya que en estos casos tenemos que involucrar al reborde alveolar más los dientes) y para desdentados utilizamos cubetas con flanco bajo y gotera cóncava.

CLASIFICACIÓN DE LAS CUBETAS

Existe una gran variedad de cubetas que las podemos agrupar en tres grandes grupos:

1. **De stock o universales:** las mismas son las que se venden en los comercios. Estas se construyen generalmente en cuatro tamaños básicos (que se seleccionan según la arcada o estructura a impresionar). El material con el que se construyen estas cubetas también es variable, pueden ser de aluminio, cromadas o de plástico.

Para clasificar a las cubetas de stock se consideran tres factores:

- ✓ La extensión: según la extensión podemos seleccionar entre dos tipos de cubetas: totales (toman impresiones de arcada completa) o parciales (toman impresiones de un sector de la arcada, son sectoriales).
- ✓ Las cubetas parciales también se denominan sectoriales, algunas de ellas poseen el mango móvil, y se las denomina universales (ya que girando el mango sirven para todos los sectores de la boca).
- ✓ Luego existen otras, que abarcan un hemimaxilar, se las puede emplear para un hemimaxilar superior izquierdo o inferior derecho y utilizar otras para un hemimaxilar superior derecho e inferior izquierdo.

Existen otras más chicas, que abarcan únicamente las caras vestibulares.

- ✓ El material de impresión: de acuerdo al material de impresión, vamos a seleccionar cubetas con retenciones (perforadas) para materiales no adhesivos y sin retenciones (sin perforar) para materiales adhesivos.
 - ✓ El maxilar: la selección según el maxilar tiene dos enfoques diferentes, que sea para maxilar superior (tienen forma de “cuchara” ya que involucran la bóveda palatina, y son cuadrangulares, triangulares o redondeadas) o inferior (tienen forma de herradura, para respetar la posición de la lengua) y que sea para maxilar totalmente dentado, totalmente desdentado o parcialmente dentado.
2. **Individuales:** las cubetas individuales son las que nosotros confeccionamos específicamente para un caso determinado. Es decir que preparamos una cubeta individual para un paciente determinado que no la podremos usar con otro. Estas cubetas son preparadas en el consultorio o laboratorio bajo ciertos parámetros, y se confeccionan básicamente con resinas acrílicas o placa base.
 3. **Individualizadas:** son las cubetas compradas en los comercios, y que nosotros adaptamos para cada paciente en particular, alterando la forma original de la cubeta. Por ejemplo: doblamos o recortamos las de metal, rebasamos con cera, etc. La toma de impresión con elastómeros pesados (cuando utilizamos la doble mezcla en dos tiempos), también se considera una individualización de una cubeta (ya que después se corrige con un elastómero liviano regular).

Es de destacar que cuando usamos cubetas de stock, los materiales de impresión que vamos a utilizar son fundamentales.

Los materiales de impresión complementarios son los que tienen la mayor capacidad de reproducir detalles, y siempre se utilizan con cubeta individual.

Hay una excepción, recordemos que, en la anteriormente mencionada doble mezcla en dos tiempos, utilizando elastómero pesado y liviano, utilizamos una cubeta de stock, pero la impresión con elastómero pesado es considerada una individualización de la cubeta.

CAPITULO IV

PROTECTORES DENTINO PULPARES Y SU APLICACIÓN CLÍNICA

INTRODUCCION

Después de la caries dental, la causa más frecuente de daño pulpar es la iatrogenia producida por el odontólogo debido al uso inadecuado de los materiales y la aplicación incorrecta de técnicas de tratamiento. La dentina y la pulpa constituyen una misma entidad, el Órgano Dentino Pulpar y toda acción llevada a cabo sobre la dentina tendrá su correlativa acción pulpar.

La protección dentino-pulpar involucra todas las maniobras, sustancias y materiales que se utilizan durante la preparación y restauración cavitaria, y que tienden a proteger constantemente la vitalidad del Órgano Dentino Pulpar. Ésta se hace durante todos los tiempos operatorios, desde la realización del diagnóstico clínico hasta el pulido de la restauración, en todas las maniobras realizadas por el operador; se debe procurar reducir o eliminar las causas de daño pulpar.



CAUSAS DE DAÑO AL ÓRGANO DENTINO PULPAR

Las causas de la agresión al Órgano Dentino-Pulpar, según Lanata (1991), pueden ser no infecciosas (por traumatismos o abrasión u otras causas) e infecciosas (caries).

Causas No Infecciosas

- A. Irritantes Físicos.
- B. Irritantes Químicos.

Causas Infecciosas

- C. Irritantes Bacterianos.

IRRITANTES FÍSICOS

CALOR FRICCIONAL

Se genera durante la preparación cavitaria o el pulido. Si se producen altas temperaturas durante largos períodos de tiempo los vasos y las células resultan afectadas y parte de la pulpa puede volverse necrótica. Cuanto mayor sea la velocidad de corte mayor será el calor generado.

Cuando la velocidad de corte supera las 4000 rpm debe usarse refrigeración con mínimo 2 chorros de agua continuos, uno dirigido al sitio de corte y otro dirigido hacia la fresa. La instrumentación cavitaria debe realizarse con leve presión y toques intermitentes. El buen estado de los instrumentos de corte debe tenerse en cuenta para no ejercer mayor presión y generar más calor.

- Baja velocidad: 10.000 rpm.
- Alta velocidad: 40. 000 a 100.000 rpm.

DESECAMIENTO DE LA DENTINA

El calor friccional producido durante la instrumentación y la aplicación excesivamente prolongada de aire sobre la dentina o de fármacos deshidratantes (alcohol, cloroformo, éter, ácidos hipertónicos y agentes adhesivos) remueven el contenido de los túbulos dentinarios y pueden provocar el fenómeno denominado aspiración de los odontoblastos.

PROFUNDIDAD EXCESIVA DE LA PREPARACIÓN

Cuando el espesor de la dentina remanente entre el piso de la preparación y el techo de la cámara es de 2mm o más, es difícil que el calor provocado por el tallado, la aplicación de sustancias químicas, el secado o la colocación de cualquier material restaurador produzcan daño.

A medida que disminuye el espesor de dentina remanente aumenta la intensidad de respuestas pulpares. La profundidad excesiva también produce debilitamiento del piso pulpar y su flexión ante las cargas oclusales provoca dolor. La preservación de un buen espesor de dentina en el piso de la preparación es más importante para la salud de la pulpa que cualquier acción posterior destinada a protegerla.

La preservación de un buen espesor de tejido dentinario es más importante para la salud de la pulpa que cualquier acción posterior destinada a protegerla.

PRESIÓN DE CONDENSADO

En cavidades profundas las fuerzas producidas por el condensado de la amalgama pueden producir inflamación pulpar. Las respuestas pulpares solo aparecen cuando la condensación ocurre sobre los túbulos dentinarios recién cortados, no en aquellos casos donde existe dentina de reparación inducida por procesos de caries o restauraciones previas. Se refiere como presión de condensado óptima: 8 onzas.

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La contracción de polimerización tiende a producir separación de la restauración de las paredes dentarias, lo que origina una brecha a través de la cual se produce filtración marginal. Estos efectos pueden disminuirse con el diseño cavitario adecuado, mediante la técnica incremental y la ubicación conveniente del extremo de la unidad de fotocurado. Otro modo consiste en rellenar la preparación con una base cavitaria (Vidrio Ionomérico) para disminuir el volumen de la restauración de resina compuesta.

TRAUMA OCLUSAL O CONTACTOS PREMATUROS

Las fuerzas oclusales excesivas ocasionales o repetidas pueden causar alteraciones pulpares como: calcificaciones, pulpitis y necrosis. Cuando una restauración queda por encima del plano oclusal, el trauma repetido da como resultado sensibilidad post operatoria.

Esto ocurre con mayor frecuencia en las restauraciones de resina compuesta por la dificultad de eliminar los excesos debido al color similar del diente y porque al no tener un módulo elástico elevado (rigidez) la resina compuesta se flexiona durante la masticación y provoca (a través del movimiento del fluido dentinario) una presión indirecta sobre la pulpa, especialmente cuando la restauración no está bien adherida.

ANCLAJES DENTINARIOS

Es riesgoso por la posibilidad de exponer inadvertidamente la pulpa como por las micro fracturas dentarias provocadas durante la inserción peripulpar de los sistemas de retención adicional. Con las técnicas adhesivas actuales estos sistemas de anclaje han caído en desuso.

IRRITANTES QUÍMICOS

ANTISÉPTICOS Y LIMPIADORES CAVITARIOS

Antes de realizar la restauración es recomendable el uso de soluciones antisépticas para actuar sobre microorganismos residuales. Estas soluciones deben utilizarse en concentraciones correctas y durante el tiempo indicado para evitar efectos pulpares adversos.

El lavado con agua a presión permite desalojar la mayor parte de los restos barro dentinario, pero para eliminar los más adheridos se necesitan sustancias químicas como:

Ácido cítrico al 50%, EDTA, Hipoclorito de sodio 5%, Se aplican durante 15 o 20 segundos

Estas sustancias al aplicarse sobre la dentina aumentan el diámetro de los túbulos por la desmineralización que provocan.

ÁCIDOS, PRIMERS Y ADHESIVOS

El barro dentinario producido durante el tallado cavitario actúa como una protección natural sobre la superficie ocluyendo los túbulos. En la técnica de grabado total se utilizan sustancias acondicionadoras ácidas que eliminan totalmente el barro dentinario, abren los túbulos y desmineralizan la dentina intertubular.

Esto vuelve más permeable a la dentina y facilita la difusión de agentes irritantes hacia la pulpa.

La dentina puede ser grabada si se efectúa el sellado inmediato con sistema adhesivo, el cual cierra los túbulos dentinarios abiertos formando tapones de resina y penetra en la zona intertubular completando el sellado mediante la hibridación de la dentina. De todos modos la capa híbrida no debe ser considerada como una barrera completamente impermeable.

Pashley (1985), enumera una serie de factores que se deben considerar al momento de la técnica de grabado dentinario; el tipo de ácido, concentración y tiempo de aplicación deben ser los indicados por el fabricante. El ácido debe colocarse de manera pasiva, sin frotar. Idealmente la profundidad del grabado no debe exceder los 5 μm , hay que evitar la destrucción de colágeno. Los componentes del sistema adhesivo deben ser hidrófilos para poder penetrar y mojar uniformemente la superficie grabada. Tienen que sellar la dentina y no dislocarse por las fuerzas de contracción de polimerización. Además, su capacidad para infiltrar la dentina debe coincidir con el espesor de tejido descalcificado por el acondicionamiento ácido.

La capa híbrida no debe ser considerada como una barrera absolutamente impermeable, algunos estudios revelan que no es totalmente homogénea sino que posee zonas porosas a través de las cuales se produce cierto grado de filtración; de igual manera se ha descrito que esta capa se degrada a lo largo del tiempo.

Es necesario el aislamiento absoluto con dique de goma y el perfecto conocimiento de las características de los materiales a utilizar, estos tienen que ser de fabricación reciente y deberán aplicarse siguiendo minuciosamente sus instrucciones. Es imprescindible conseguir el mejor sellado de la restauración final para evitar complicaciones post operatorias.

Las características del órgano dentino pulpar son complejas y dinámicas; la dentina y la pulpa están relacionadas histológicamente entre sí, acompañando la maduración y el envejecimiento de los dientes. Proteger la biología pulpar implica prevenir cualquier tipo de agresión que afecta el diente ya sea desde el medio bucal o como consecuencia de las maniobras operatorias practicadas en la realización de las preparaciones cavitarias y los procedimientos de restauración aplicados.

Cuando se cortan estructuras dentarias durante la preparación cavitaria, se produce un desequilibrio en la interrelación existente entre los diversos componentes del tejido dental, tal desequilibrio puede causar trastornos de diversa intensidad en el complejo dentinopulpar, que dependen de la agresión que se genera durante la preparación.

Así mismo después de las maniobras operatorias se produce un depósito de detritus de diverso origen sobre las paredes dentarias, al cual se le denomina barro dentinario o smear layer. La actitud frente a la presencia de esta capa contaminante debe ser activa modificandolo o eliminando su contenido microbiano, se puede eliminar totalmente o parcialmente mediante el empleo de diversas sustancias que constituyen el punto de partida de los pasos técnicos que conducen a la realización de una restauración dentaria.

La protección de la biología pulpar comprende factores relacionados con un diagnóstico correcto, el empleo de la técnica operatoria y la utilización racional de los diversos materiales disponibles.

Una restauración realizada de modo apropiado protege el órgano dentinopulpar si consigue evitar la filtración marginal que consiste en lograr un sellado marginal adecuado por mecanismos adhesivos o de algún otro tipo, además de la capacidad de brindar protección biomecánica al remanente dentario, es decir que en una pieza vital las maniobras restauradoras deben apuntar a conservar esa vitalidad y evitar la fractura de este.

Una restauración que cubre la dentina expuesta puede proteger la pulpa dentaria, ya que actúa como una barrera aislante respecto del medio bucal, la cual involucra la generación de una protección físico-química al aislar al órgano pulpar del diente de estímulos térmicos y eléctricos, además de evitar que sustancias químicas o bien toxinas microbianas puedan difundirse hacia la pulpa.

Cuando una preparación o cavidad dentaria se ha terminado, no es posible asegurar la eliminación de todos los microorganismos presentes y de la posibilidad de lesión pulpar que su presencia determina, al eliminar los tejidos siempre quedan gérmenes viables y se deben realizar algunas maniobras específicas de protección tendientes a controlar ese contenido microbiano.

Las maniobras de protección resultan de mayor importancia ante preparaciones o cavidades profundas y situaciones de gran permeabilidad dentinaria donde quizás algunos materiales puedan ocasionar problemas pulpares por agresión química.

Las restauraciones deben lograr el sellado de los márgenes impidiendo la filtración, eliminar los microorganismos remanentes e impermeabilizar la dentina (sellar la entrada de los conductillos dentinarios para evitar la difusión de cualquier elemento nocivo para el mantenimiento de la salud pulpar), para ello es posible contar con los recursos que pueden utilizarse individualmente o combinados entre sí.

IMPREGNACIÓN ANTISÉPTICA Y/O MINERALIZANTE

Pueden emplearse soluciones limpiadoras cavitarias como lo son el Tubulicid, Consepsis y otros son ejemplos de productos comerciales), están compuestas por sustancias diversas y un antiséptico (cloruro de benzalconio, clorhexidina, etc.) lo que resulta en una eliminación parcial del barro dentinario y una eficaz acción microbicida, algunos cuando tienen incorporados fluoruros en su composición también tienen acción mineralizante.

Los monómeros residuales que son las moléculas que quedan sin polimerizar en forma completa pueden trasladarse hacia la pulpa a través de los túbulos dentinarios y generar lesión de los tejidos del órgano dentinopulpar sobre todo en preparaciones profundas cuando están muy cercanas a la pulpa dental.

Hay que tener en cuenta que no solo la presencia de bacterias tiene acción perjudicial, sino que también algunos componentes químicos de materiales empleados pueden provocar efectos tóxicos sobre las células del tejido pulpar.

RECUBRIMIENTO O LINING

Con una serie de materiales colocados en un espesor que no supera los 0,5 mm se busca ejercer una acción antiséptica y estimulante de la dentinogénesis. Asimismo se comportan como aislantes (químicos) porque sellan la entrada de los conductillos dentinarios.

Dentro de esta categoría se encuentran las suspensiones, soluciones y ciertos cementos dentales, se busca que un liner contenga alguna sustancia química con posibilidad de ser liberada para poder generar una acción antiséptica y/o estimulante (iones de calcio, fluoruro, etc.).

Son materiales que se presentan, en algunos casos, en estado líquido (barnices cavitarios) o bien en pastas de cierta fluidez es decir que no experimentan reacción de fraguado (no endurecen).

En los cementos dentales se dispone de un polvo y un líquido que luego de mezclarlos generan una reacción de fraguado.

Los de hidróxido de calcio y los ionómeros de vitreos pueden ser utilizados como liners, recubrimientos o forros cavitarios, esto se debe a que el material preparado tiene una consistencia fluida (gota) y puede ser aplicado de modo puntual en una zona de interés (cercanía pulpar), alcanzando su endurecimiento por medio de una reacción química.

El espesor mínimo de dentina remanente es aquel que existe entre el piso cavitario y la cámara pulpar, necesario para evitar efectos citotóxicos de los componentes de ciertos materiales, se estima que oscila entre 0.5 mm y 1.0 mm.

Se ha establecido que ante espesores dentinarios inferiores resulta conveniente la aplicación de un liner constituido, por ejemplo un cemento de hidróxido de calcio o un ionómero vítreo para lining.

Existen situaciones en las que puede producirse la exposición del tejido pulpar durante las maniobras de preparación cavitaria, considerando el diagnóstico previo y algunas consideraciones que no constituyen los objetivos de esta obra, los recubrimientos colocados sobre la pulpa mediante la protección pulpar directa merecen una atención especial.

Los compuestos a base de calcio son los indicados en estas circunstancias, se busca generar la formación del puente dentinario que constituye una “barrera natural” de aislamiento de la pulpa dental.

Este se define como la respuesta biológica que genera el organismo ante la exposición, el producto a base de calcio es el que crea las condiciones favorables para que dicha respuesta se alcance (el logro de lo que podría denominarse una cicatrización o reparación pulpar).

En los últimos años se vienen desarrollando nuevos materiales para el recubrimiento directo de la pulpa, dichos desarrollos se realizan sobre la base de los conocimientos de la biología molecular asociados con el proceso de reparación tisular, ejemplo el conglomerado de trióxidos minerales (MTA) sobre el cual se hace empleo en técnicas endodónticas.

Modernos conocimientos sobre la biología molecular han permitido comenzar a enfrentar el desarrollo de materiales para asociarlos con el proceso de reparación de los tejidos dentinopulpaes, su base está constituida proteínas extraídas de la dentina asociadas con proteínas colágenas o no colágenas y otros componentes de la matriz extracelular de la pulpa, es decir la acción de moléculas bioactivas sobre la pulpa que inducen a la formación de dentina reparadora.

BASE O RELLENO

Para esto se usan los cementos dentales que cuentan con las características para los recubrimientos o liners (acción antiséptica y mineralizante), pueden tener propiedades para rellenar socavados que debilitan la estructura dentaria remanente. El material para base o relleno es aplicado en “capa gruesa” que supera los 0.5 mm de espesor, la preparación de los cementos se realiza hasta conseguir masa con viscosidad suficiente, se incluyen los cementos de ionómero vítreo.

Se requiere explicar al paciente que la etapa de adaptación a las nuevas prótesis puede tardar hasta 8 semanas, por lo cual es necesario que asista a los controles de oclusión programados en donde se harán los alivios y ajustes oclusales requeridos, con el objeto de facilitar este proceso.

En caso de presentar aftas o úlceras, será necesario utilizar enjuagues bucales farmacéuticos o naturales como la caléndula y adelantar la cita de control. En cuanto a la higiene, se debe indicar el cepillado de los dientes remanentes y de los rebordes residuales con un cepillo de cerda suave tres veces al día con crema dental y seda dental donde esté indicado, la prótesis debe ser cepillada con igual frecuencia, o en su defecto dos veces al día.

Ésta debe cepillarse con un cepillo de cerda dura y jabón. Durante la noche se recomienda dormir sin las prótesis y sumergirlas en un vaso con agua y un poco de enjuague bucal o unas gotas de vinagre, o en medio vaso de agua con 1 tableta disuelta de Corega Tabs. Cuando por razones estéticas y sociales el paciente se resiste a retirarse las prótesis durante la noche, se le indica que debe descansar de ellas mínimo 4 a 6 horas por días, en un horario que él mismo deberá establecer, para mantener la salud de la mucosa subyacente. No está indicado sumergirlas en agua caliente, o en agua con hipoclorito.

CLASIFICACIÓN DE LOS PROTECTORES DENTINO PULPARES

INDIRECTOS

Son todas las maniobras que realiza el odontólogo durante la preparación cavitaria para proteger la vitalidad del Órgano Dentino Pulpar. Tales como:

- ✓ Sistema de refrigeración.
- ✓ Instrumental usado en forma cuidadosa y en buen estado.
- ✓ Maniobras realizadas adecuadamente durante la preparación cavitaria (fresado o desgaste con instrumental rotatorio de manera intermitente, no ejercer presión durante el corte de los tejidos dentarios).
- ✓ No abusar del secado dentinario.

DIRECTOS

Son todas los materiales y sustancias que se aplican para preservar la vitalidad del Órgano Dentino Pulpar y se colocan entre el diente y la restauración.

Los protectores dentino pulpares directos se clasifican en:

SELLADORES DENTINARIOS

Son recubrimientos de pocos micrones de espesor que se utilizan para evitar el paso de sustancias químicas, bacterias y toxinas a los túbulos dentinarios. También previenen la hipersensibilidad dentinaria al sellar el extremo de los túbulos. Estos agentes son líquidos que producen una película protectora extremadamente fina (1–50 m) y revisten la estructura dentaria recién preparada o desgastada durante la preparación cavitaria.

El sellado de la embocadura de los túbulos dentinarios y los micro-espacios que se forman entre el material restaurador y las paredes de la cavidad son los principales objetivos de este tipo de materiales, tornando las restauraciones menos permeables a la infiltración de fluidos y bacterias.

Funciones:

- ✓ Aislamiento químico y eléctrico.
- ✓ Sellado de la superficie dentinaria.
- ✓ Barrera antibacteriana y anti toxinas.
- ✓ Reducción de la sensibilidad dentinaria.
- ✓ Reducen el galvanismo bucal.
- ✓ Reducen la filtración marginal.
- ✓ Inhiben la penetración de iones metálicos

BARNICES.

Son soluciones de una resina natural o sintética disuelta en un solvente (acetona, cloroformo o éter). El barniz más utilizado es el de resina natural de copal disuelto en acetona. Se debe aplicar de 2 a 3 capas de barniz para obtener una película homogénea ya que una sola capa no forma una capa uniforme.

Debe utilizarse de consistencia muy fluida, si se torna espeso quiere decir que parte del solvente se ha evaporado, donde la función principal del barniz es reducir la filtración marginal en restauraciones de amalgama.

MANIPULACIÓN CLÍNICA DEL BARNIZ.

Es aplicado con un pincel específico para esta finalidad o con un microbrush. Se deben aplicar por lo menos dos capas en todas las paredes de la cavidad. No debe ser utilizado algodón, por la posibilidad de hilos de algodón dentro de la película del barniz.

La aplicación debe ser realizada en un solo sentido, ya que al realizarla en varias direcciones ocasiona la formación de una película irregular. Por lo cual se debe aplicar una capa, seguida de un chorro de aire (30seg), que tienen como finalidad acelerar el proceso de evaporación del solvente, este procedimiento debe ser repetido por lo menos dos veces, para garantizar una capa más uniforme, sin fallas, y con un mejor efecto impermeabilizante sobre la dentina

La utilización de una capa sella únicamente el 55% de la superficie, mientras que la doble capa sella alrededor del 70 al 80 % de los túbulos dentinarios.

SISTEMAS ADHESIVOS

Se aplica un agente ácido sobre el esmalte y dentina simultáneamente (grabado total). En el esmalte el ácido produce microporosidades y en la dentina elimina la capa de desecho, a través de una desmineralización selectiva de la dentina peritubular ensancha la entrada de los túbulos dentinarios y de igual manera a través de la desmineralización la dentina intertubular, el acondicionamiento ácido logra exponer la red de fibras colágenas.

Luego del ácido se coloca el primer (imprimador) que penetra en la superficie acondicionada y produce el sellado. La técnica de aplicación de los sistemas adhesivos varía según el producto utilizado y el tipo de restauración, la cual puede utilizarse en restauraciones de amalgama, resina compuesta e incrustación.

FORROS CAVITARIOS

Son generalmente materiales que se presentan en la forma de polvo-liquido o pastas que después de mezcladas e insertadas en la cavidad forman una película fina de 0.2 a 1 mm. La función básica de estos materiales es proteger la pulpa de las agresiones externas o, una vez que la pulpa fue expuesta, estimular la formación de tejido mineralizado.

Debido a sus bajas propiedades mecánicas su uso debe estar restringido a cavidades profundas.

CARACTERÍSTICAS GENERALES

- ✓ Se colocan en espesores que no superan los 0,5 mm.
- ✓ Constituyen una barrera antibacteriana y antitoxina (ante una eventual filtración marginal).
- ✓ Reducen la sensibilidad dentinaria.
- ✓ Proveen aislamiento químico y eléctrico al Órgano Dentino-Pulpar.
- ✓ Reducen el galvanismo.
- ✓ Pueden liberar fluoruro (acción preventiva).
- ✓ Actúan como bacteriostático y producen dentina terciaria (acción terapéutica). Hoy se sabe que ésta no es una propiedad exclusiva de estos materiales ya que en ausencia de infección la pulpa es capaz de formar dentina terciaria, reaccional o reparadora.
- ✓ Los materiales utilizados como forro cavitario son: Hidróxido de Calcio fraguable, cemento de Vidrio Ionomérico convencional o Vidrio Ionomérico modificado con resina.

CAPITULO V BIOMATERIALES DENTALES

HIDRÓXIDO DE CALCIO.

El hidróxido de calcio fue inicialmente utilizado en Odontología por Nygreen en 1838 (Estocolmo), con la finalidad de tratar una fistula dental, y por Codman en 1851 en situaciones de amputaciones radiculares de pulpas vivas. Hernan en 1920, publico un trabajo que es considerado como el pionero del empleo del hidróxido de calcio, formulando una pasta (cakxyk-Otto & Co.Francfort, Alemania) cuyo vehículo era solución fisiológica.

El hidróxido de calcio en sus diferentes formulaciones, ha sido el material más utilizado como agente de recubrimiento pulpar y considerado el patrón de oro para los estudios de biocompatibilidad pulpar.

Este material debe ser utilizado siempre que se sospeche de exposición pulpar o exista la misma. Cuando el hidróxido de calcio Ca(OH)_2 entra en contacto con la pulpa, este se disocia en iones de calcio (Ca^+) e hidroxilo (OH^-), ocasionando debido al elevado pH, una cauterización química superficial del tejido pulpar. Bajo un examen histológico puede observarse como una zona oscura de necrosis superficial en contacto con la pulpa. A pesar que el mecanismo exacto de acción no ha sido elucidado, se sane que el alto pH del hidróxido de calcio produce un medio alcalino propicio para la deposición mineral debido al estímulo de los odontoblastos.

Esto resulta en la formación de un puente de dentina en la región donde hubo exposición directa o hipermineralización de dentina desmineralizada por el proceso carioso adyacente a la exposición pulpar en cavidades profundas.

SegúnMeeker et al. (1986), se sabe que la reacción de endurecimiento es una reacción acido base con la producción de una sal altamente básica y soluble. Los elementos responsables por el endurecimiento son los iones de calcio y zinc presentes en la pasta base. Cuando estos componentes se mezclan reaccionan para formar una sal de disalicilato.

El tungstato de calcio, óxido de titanio y el sulfato de bario, aportan la radiopacidad y la resistencia del material.

El endurecimiento de los cementos de hidróxido de calcio fotoactivados se da a través de la aplicación de luz sobre la pasta, que también es compuesta de monómeros resinosos (UDMA o BisGMA y otros dimetacrilatos), de manera semejante a los materiales fotoactivados.

CARACTERÍSTICAS GENERALES

- ✓ Posee elevada alcalinidad (germicida y bacteriostático).
- ✓ Manipulación simple y endurecimiento rápido.
- ✓ Es soluble (se ablanda y desintegra ante una filtración marginal).
- ✓ Rigidez reducida.
- ✓ Poca resistencia compresiva y traccional.
- ✓ No es adhesivo.
- ✓ Su uso debe limitarse a pequeñas áreas de la cavidad y cubrirse con un material más resistente (como el vidrio ionomérico).
- ✓ Se presenta en forma de 2 pastas (una base y un catalizador). La mezcla se realiza en forma rápida 5 a 10 segundos. También existen cementos de hidróxido de calcio fotopolimerizables.

Estudios actuales realizados con el agregado de trióxido mineral (MTA) han mostrado buenos resultados.

MANIPULACIÓN CLÍNICA DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO

Los cementos de hidróxido de calcio químicamente activados, deben ser mezclados. Deberán ser dispensados en cantidades iguales de la pasta base y la pasta catalizadora sobre una loseta de vidrio o sobre un block de espatulado que acompaña el material. Se deberán mezclar ambas hasta obtener un color homogéneo, generalmente durante 10 seg, siguiendo las indicaciones del fabricante. La inserción del material en la cavidad debe ser realizada con un aplicador de hidróxido de calcio.

Es fundamental que la cavidad se encuentre totalmente seca antes de la aplicación del cemento de hidróxido de calcio. Cuando el cemento entra en contacto con la humedad el tiempo de endurecimiento inicial pasa de 2 para 1 min; y el tiempo de endurecimiento final de 7 min para 2 min.

En el caso de los cementos de hidróxido de calcio (fotoactivados), una pequeña cantidad deberá ser dispensada en un block o loseta, protegiéndola de la luz del ambiente. Con un aplicador de hidróxido de calcio el material es llevado a la preparación cavitaria, seguido de la fotoactivación con luz por 20 seg, dependiendo de las indicaciones del fabricante.

IONOMERO DE VIDRIO

Wilson y Kent (1972), desarrollaron un material usado para base denominado vidrio ionomérico. Este cemento ha reportado grandes ventajas desde el punto de vista mecánico, de adhesión a la estructura dentaria, liberación de flúor.

Wilson, quien fue uno de los creadores de estos cementos establece en su artículo del JDR 1996, que la realidad fue que en 1960 el departamento de ciencias e investigaciones del gobierno británico le asignó la posibilidad de mejorar las propiedades de los cementos de silicato (vidrios de aluminio-silicato).

Luego de mezclar este polvo con ácidos (tartárico, pirúvico, tánico, glicerolfosfórico y tetrafosfórico; soluciones de 35 a 50 %) encontraron que los cementos eran inestables, pero que la mezcla con ácido Poliacrílico al 25%, obtuvieron un cemento que si bien tardaba en endurecer era estable hidrolíticamente a las 24 hrs.



POLVO

consiste en partículas de vidrio aluminosilicatos de calcio, de carácter ácido soluble. La composición porcentual por peso de estos polvos es de 1,6 a 2,4% de fluoruros; 20,1 a 28,6 % de óxido de aluminio; 3,8 a 12 % de aluminio; 3,6 a 9,3% de fluoruro sódico; 35,2 a 41,9% de dióxido de silicato y 15,7 a 20,1 % de fluoruro de calcio. Líquido: en un principio el líquido era una solución acuosa de 35 % a 50 % de ácido poliacrílico, con alta viscosidad y tendencia a gelificar con el tiempo.

Actualmente, es una mezcla de ácidos poliacrílico, maléico, itánico y tricarbónico. Estos ácidos tienden a disminuir la viscosidad, reducen la tendencia a la gelificación e incrementan la acidez.

REACCIÓN DE FRAGUADO

La mezcla fragua químicamente a través de una reacción ácido-básica; la cual tiene lugar entre el vidrio del polvo y el líquido, para formar una sal. Cuando el ácido poliacrílico ataca al polvo del cemento se desprenden iones de calcio y aluminio que se encuentran en la superficie del vidrio y esta reacción produce un hidrogel formado por los poliacrilatos de aluminio y calcio.

La reacción acontece en varios estados simultáneamente. Los iones de calcio, de alta reactividad, se unen primero a las cadenas de poliacrilatos, que a los iones del aluminio y son los responsables del endurecimiento inicial. En una segunda etapa se forman puentes de sales de aluminio y el cemento endurece a las 24 horas.

Esto deja ver la doble reacción de fraguado que afecta la solubilidad inicial de estos cementos, ya que la polisal de calcio es hidrolíticamente inestable que la de aluminio. Es una reacción lenta, compleja y sensible a la exposición acuosa o a la deshidratación, lo que le traería como consecuencia directa, alteraciones en las propiedades físicas finales del cemento.

FORMA DE FRAGUADO

En la actualidad existen dos sistemas de fraguado de estos cementos de vidrio ionomérico, uno de ellos autofraguado y el de fotofraguado; la diferencia entre ellos es que los fotofraguados poseen mejor comportamiento es sus propiedades, debido al fraguado más rápido y completo.

Es el material que más se acerca al ideal:

- ✓ Es adhesivo a estructura dentaria.
- ✓ Biocompatible, no irrita la pulpa.
- ✓ Libera fluoruro (efecto preventivo).
- ✓ Baja solubilidad y contracción
- ✓ Buenas propiedades mecánicas como base.
- ✓ Módulo de elasticidad y coeficiente de expansión térmica similar a la dentina.
- ✓ Para no alterar sus propiedades y evitar que sea irritante es fundamental respetar la relación polvo-líquido y realizar una correcta manipulación siguiendo indicaciones del fabricante.

CLASIFICACIÓN DE LOS CEMENTOS DE IONOMERO DE VIDRIO

Según la especificación N 66 de la American National Standar-Asociación Dental Americana de 1990. ASI/ADA estos cementos se clasifican en:

- ✓ TIPO I: para agentes de cementación.
- ✓ TIPO II: para material restaurador y base cavitaria.

Otra clasificación muy usada es la de Mount (1990), que es una modificación de la de Wilson y Mclean(1988), la cual está ampliamente aceptada y que se considera los siguientes tipos:

- ✓ Tipo I: agente cementante.
- ✓ Tipo II: cemento para restauración.
 - Estético.
 - Restaurador.
- ✓ Tipo III: cementos para bases cavitarias.

Existe otra forma de presentación es el sistema pre-dosificado en capsulas donde se encuentra el polvo-liquido. Phillips (1991) y Tay (1989), establecen que esta presentación tiene algunas ventajas; mejor mezcla, menos porosidad y desventajas, el costo y que el clínico no controla el color.

MANIPULACIÓN DEL VIDRIO IONOMÉRICO CONVENCIONAL

Se debe seguir instrucciones del fabricante.

- a. Agitar el frasco de polvo para homogeneizar sus ingredientes.
- b. Retirar la medida exacta de polvo con al cucharita enrasándola con el plástico nivelador.
- c. Al verter el líquido el envase debe inclinarse en 2 tiempos: primero, se coloca de forma horizontal hasta que el líquido llegue al orificio de salida y luego de invierte completamente hasta dejar caer la gota, para que esté libre de burbujas de aire.
- d. La mezcla se realiza sobre un block o sobre una loseta de vidrio que puede enfriarse para aumentar el tiempo de trabajo.
- e. Se mezcla rápidamente incorporando el polvo al líquido de una vez o en 2 porciones. El tiempo de espatulado no debe sobrepasar los 30 segundos.
- f. Es conveniente usar espátulas de plástico, teflón o titanio ya que las de acero inoxidable se rayan pudiendo incorporar partículas metálicas a la mezcla.
- g. El aspecto del material debe ser brillante, lo que indica que conserva sus propiedades adhesivas (asegura la presencia de grupos carboxilos libres que se unirán al calcio de los cristales de hidroxiapatita). La consistencia debe ser hilante.
- h. El tiempo de fraguado es alrededor de 4 minutos dependiendo de las indicaciones del fabricante.

MANIPULACIÓN DEL VIDRIO IONOMÉRICO MODIFICADO CON RESINA

También se presenta en forma de polvo-liquido, a los que se les ha incorporado un monómero soluble (HEMA) y un fotoiniciador.

- a. La manipulación es más sencilla que la del convencional, el tiempo de trabajo es mayor y el endurecimiento se reduce a los 30 segundos de fotopolimerización.
- b. Menor solubilidad.
- c. Menor potencial de contaminación con la humedad.
- d. No se resquebraja por desecamiento.
- e. Su color se asemeja más a la dentina.
- f. Si se coloca por capas estas se adhieren entre sí (no ocurre con el convencional).
- g. Al contener resinas en su composición se puede esperar que presente algo de contracción, desde el punto de vista clínico y ésta es despreciable.
- h. Propiedades mecánicas son superiores a las del convencional pero su módulo elástico es inferior.

Para favorecer la adhesión del vidrio ionomérico se hace el pre tratamiento de la dentina con soluciones de ácido poli acrílico al 10% o al 25%. Para algunos productos de fotoactivación no se recomienda el pre tratamiento de la dentina, hay marcas comerciales que proporcionan sus propios primers y adhesivos.

El ionómero de vidrio es un material que resulta de la combinación de una solución acuosa de ácidos poli carboxílicos y de silicato de aluminio más otras partículas que es utilizado en los más diversos procedimientos de la odontología restauradora debido a sus propiedades específicas.

CARACTERÍSTICAS

- ✓ Actúa como forro cavitario o como base cavitaria según el espesor y consistencia en que se coloque. Es adhesivo a estructura dentaria.
- ✓ Biocompatible, no irrita la pulpa.
- ✓ Libera fluoruro (efecto preventivo).
- ✓ Baja solubilidad y contracción.
- ✓ Buenas propiedades mecánicas como base cavitaria.
- ✓ Módulo de elasticidad y coeficiente de expansión térmica similar a la dentina.
- ✓ Para no alterar sus propiedades y evitar que sea irritante es fundamental respetar la relación
- ✓ polvo -líquido y realizar una correcta manipulación.
- ✓ Fuerte adhesión
- ✓ Fraguado rápido
- ✓ Sellado marginal superior
- ✓ Minimiza la microfiltración
- ✓ Minimiza la sensibilidad
- ✓ Consistencia cremosa
- ✓ Gran longevidad e integridad
- ✓ No requiere aislamiento

COMPOSICIÓN

VIDRIO (POLVO) Sílice (SiO_2), Alúmina (Al_2O_3) Criolita Fluoruro s de Calcio.

LÍQUIDO. Poliácidos: El poliácido en forma de líquido, inicialmente estaba formado por ácido poliacrílico en solución acuosa. Pero puede intercambiarse por otros ácidos (itaconico, tartárico, maleico, fosfórico)

Genéricamente: ÁCIDOS CARBOXÍLICOS AGUA: Su misión es crear un ambiente en donde se produzca el intercambio iónico.

INDICACIONES CLINICAS

- ✓ base de obturaciones.
- ✓ cemento de coronas e incrustaciones.
- ✓ obturador definitivo.
- ✓ cemento para endodoncia.
- ✓ sellantes.

BASES CAVITARIAS

Durante muchos años el uso de bases ha sido parte integral del proceso de restauración. Sin embargo, en los últimos tiempos un número creciente de clínicos e investigadores ha cuestionado su utilización. Con el conocimiento actual de la biología pulpar y el desarrollo de técnicas adhesivas (hibridación) los argumentos a favor de utilizar forros y bases cavitarias han disminuido considerablemente.

Los agentes utilizados como bases cavitarias son materiales generalmente comercializados en la forma de polvo-líquido que después de mezclados forman una película más gruesa (mayor 1mm).

El primer criterio para considerar al colocar un protector dentino pulpar es la profundidad de la cavidad o la cantidad de dentina remanente.

CARACTERÍSTICAS GENERALES

- ✓ Se colocan en espesores superiores a 1mm.
- ✓ Proveen aislamiento térmico, químico y eléctrico.
- ✓ Actúan como sustitutos de la dentina, devolviéndole la rigidez perdida.
- ✓ Rellenan socavados.
- ✓ Refuerzan la estructura dentaria debilitada.
- ✓ Disminuyen el espesor de material restaurador.

FOSFATO DE ZINC

El cemento de fosfato de zinc se desarrolló originalmente hace más de 100 años y fue extremadamente popular durante el siglo XX. El componente del polvo es un 90 % de polvo de óxido de zinc con un 10 % de óxido de magnesio añadido. El líquido es ácido fosfórico al 50% en agua y se tampona con aluminio y sales de zinc para controlar el pH.

Los componentes se mezclan en una relación 2:1(polvo-liquidopor peso) en una loseta de vidrio. Durante el espatulado los iones de ácido fosfórico reaccionan con los de zinc para producir una serie sucesiva de sales de fosfato de zinc hidratadas.

Finalmente, se produce cristales de fosfato de zinc terciarios que forman una matriz cristalina alrededor de las partículas de óxido de zinc policristalinas residuales. Este cemento tiende a ser más débil y quebradizo que los cementos modificados con resina.



CARACTERÍSTICAS GENERALES

- ✓ Contiene ácido fosfórico líquido, óxido de zinc, óxido de magnesio y pigmentos.
- ✓ Tiene buenas propiedades mecánicas.
- ✓ No libera fluoruros.
- ✓ No es adhesivo.
- ✓ Es ácido (puede producir inflamación pulpar, se debe colocar barniz antes de su uso clínico).
- ✓ Reacción exotérmica (produce un aumento de temperatura de 2,14°C).
- ✓ Se debe realizar espatulado amplio en loseta fría.

POLICARBOXILATO.

El cemento de Policarboxilato lo desarrollo Smith en la década de 1960, en un esfuerzo por evitar los posibles problemas pulpares asociados al bajo pH de los cementos tradicionales y los problemas de biocompatibilidad relacionados con la movilidad de pequeños iones ácidos.

Este cemento al presentar un polímero funcional acido como sustituto al ácido fosfórico para la formación de la matriz, también fue posible producir cementos que podían adherirse a través de quelación a la superficie dental.



CARACTERÍSTICAS GENERALES

- ✓ Contiene polvo de óxido de zinc y solución acuosa de ácido poli acrílico.
- ✓ Buenas propiedades mecánicas.
- ✓ Se adhiere a esmalte y dentina (por quelación con el calcio de la superficie).
- ✓ No libera fluoruro.
- ✓ Manipulación muy complicada (muy pegajoso al instrumental)

MANIPULACIÓN

El líquido es muy viscoso, lo cual está en función del peso molecular y de la concentración del ácido poliacrílico, parámetros que varían de una marca a otra. Este cemento se debe mezclar en una superficie que no absorba líquido (ejemplo: loseta de cristal).

El líquido no se debe dispensar antes de que se vaya a realizar la mezcla, ya que puede perder agua por evaporación lo cual produce un incremento en la viscosidad.

El polvo se incorpora en grandes cantidades.

Si se quiere obtener una adhesión adecuada con la superficie dentaria, el cemento se debe colocar en los dientes antes de que se pierda su apariencia brillante.

ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTARIA

Presenta adhesión química a la estructura dentaria.

Se cree que reacciona con los iones de calcio de la superficie del esmalte o dentina mediante los grupos carboxilo, por eso la fuerza de adhesión es mayor en el esmalte que en la dentina.

TIEMPO DE TRABAJO Y FRAGUADO

El tiempo de trabajo es mucho más corto (aproximadamente 2.5 minutos).

Reduciendo la temperatura de la reacción se puede aumentar el tiempo de trabajo.

La desventaja es que la loseta fría puede hacer que el ácido poliacrílico se espese, lo que dificulta el mezclado.

Lo único que se recomienda es refrigerar el polvo.

Tiempo de fraguado es de entre 6 y 9 minutos.

PROPIEDADES MECÁNICAS

La resistencia a la compresión oscila aproximadamente entre los 55 y 67 MPa, menor que el fosfato de zinc.

No es tan rígido (2.4 a 4.4 MPa) como el fosfato de zinc.

No es tan frágil como el fosfato de zinc.

Debido a su potencial de deformación plástica, es mucho más difícil de retirar el exceso de cemento.

SOLUBILIDAD

Su solubilidad es baja en agua, pero esta aumenta cuando se expone a ácidos orgánicos con un PH de menor de 4.5.

Al igual la reducción P/L produce una mayor solubilidad.

CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS

El pH del líquido es de 1.7, el cual es neutralizado por el polvo.

Por ello, el pH de la mezcla aumenta rápidamente a medida que ocurre la reacción de fraguado.

ÓXIDO DE ZINC-EUGENOL

Desde 1980, cuando fue indicado por primera vez, el cemento de óxido de zinc eugenol ha sido ampliamente estudiado, aumentando sus indicaciones a lo largo del tiempo, particularmente debido a su efecto sedativo.

Polvo de óxido de zinc, resina hidrogenada, polímero, alúmina, cuarzo. El líquido contiene eugenol y acelerador de fraguado EBA.

- ✓ Inhibe el crecimiento bacteriano (se utiliza para la inactivación de caries múltiples debido a su efecto antibacteriano).
- ✓ Buen sellado (puede utilizarse como material provisional).
- ✓ Es irritante pulpar en cavidades profundas (a mayor espesor de dentina remanente menor será el efecto toxico del eugenol).
- ✓ Propiedades mecánicas menores a las del vidrio ionomérico.
- ✓ Incompatible con restauraciones adhesivas porque el eugenol inhibe la polimerización de las resinas compuestas.
- ✓ El eugenol bloquea la transmisión nerviosa, interfiere con la respiración celular. Eugenol: derivado del fenol, conocido como toxico, es sedativo.



REACCIÓN DE ENDURECIMIENTO DEL ÓXIDO DE ZINC EUGENOL

Según Wilson et al., 1973, es una reacción de quelación que envuelve básicamente al óxido de zinc y al eugenol. En la presencia de agua estos compuestos forman una matriz de eugenolato de zinc. Como existe mayor porción de polvo necesaria para reaccionar con el eugenol, al final de la reacción de endurecimiento quedan muchas partículas que no reaccionan envueltas por una matriz de eugenolato de zinc. Este material podría sufrir la ruptura de los enlaces internos y la liberación de eugenol hacia el medio, dicha liberación es fundamental para actividades antimicrobianas y antiinflamatorias.

La Resina terebentina disminuye la fragilidad del material, el estearato de zinc funciona como un plastificador y el acetato de zinc mejora la resistencia del cemento.

Materiales que contienen ácido orto-etóxi-benzoico (EBA) o polimetacrilato de metila (PMMA), son por lo general materiales con mejores propiedades mecánicas que el óxido de zinc convencional.

MANIPULACIÓN DEL ÓXIDO DE ZINC EUGENOL

Se debe dispensar en una loseta de vidrio o block de mezcla, agitando el frasco del polvo de óxido de zinc. Introducir la cuchara dispensadora, brindada por el fabricante en el interior del frasco. Se coloca una gota del líquido de eugenol.

La manipulación debe ser llevada el polvo al líquido, ejerciendo un espatulado envolvente, de manera que todo el polvo sea humedecido por el líquido. Cuando la siguiente porción de polvo es llevada a la masa, la sensación es que no será posible incorporar todo el polvo, esto debido a la falta de líquido. Se debe ejercer presión sobre la loseta al momento del espatulado para que haya un afloramiento del líquido permitiendo así toda la incorporación del polvo, previamente dosificado según las instrucciones del fabricante.

La masa obtenida debe ser homogénea, con aspecto un poco brillante y de consistencia de masilla, es decir, después de la manipulación puede hacerse un “rollo” que se deslice fácilmente por la loseta. Deberá llevarse a la preparación cavitaria mediante el atacador de cemento.

FACTORES PARA LA SELECCIÓN DEL MATERIAL DE PROTECCIÓN DENTINO PULPAR

Para seleccionar el material de protección dentino pulpar a utilizar hay que evaluar una serie de factores:

DIAGNÓSTICO PULPAR

Ningún material de protección podrá revertir un estado de pulpitis o necrosis ante un diagnóstico equivocado. Se debe tener en cuenta los signos y síntomas de una pulpa vital sana o con lesiones reversibles para poder diferenciarlos de las irreversibles. Hacer pruebas de vitalidad y evaluación radiográfica.

PERMEABILIDAD DENTINARIA

Cuanto mayor sea la permeabilidad, mayor serán las vías de entrada de elementos irritantes hacia la pulpa, por lo tanto, mayor será la necesidad de protegerla.

La permeabilidad se relaciona en forma directa con la profundidad de la preparación. A mayor profundidad menor es el número de túbulos dentinarios por unidad de superficie y mayor es el diámetro de cada túbulo. Los túbulos dentinarios próximos a la unión amelodentinaria tienen un diámetro de 0,8 μm y los que están próximos a la pulpa tienen un diámetro de 3 μm .

La permeabilidad también depende de la edad del paciente; el diente joven con anchos túbulos es más permeable que el diente viejo que ha producido dentina esclerótica o terciaria. La dentina terciaria si no ha sido invadida por bacterias es el mejor material biológico de protección dentino pulpar

EDAD DEL PACIENTE

Es importante por la relación que tiene con la permeabilidad y porque en el paciente joven el tamaño de la pulpa es mayor lo que significa menores espesores de dentina remanente luego de la preparación cavitaria.

La pulpa joven, bien irrigada responde positivamente a las noxas formando dentina terciaria y esclerótica, como elementos de defensa.

PROFUNDIDAD DE LA PREPARACIÓN

Es el factor que más pesa al momento de decidir la protección dentino pulpar; por esto las preparaciones cavitarias se han clasificado en: superficiales, intermedias y profundas.

A mayor profundidad la aproximación al núcleo odontoblástico es mayor, entonces más grande es el riesgo de producir lesión pulpar. La excesiva profundidad de la preparación también produce debilitamiento del piso cavitario.

FACTORES QUE CONDICIONAN EL ÉXITO DE LA PROTECCIÓN DENTINO PULPAR DIRECTA

- ✓ Diagnostico pulpar previo, la pulpa debe estar sana.
- ✓ Tamaño de la exposición: debe ser pequeña (menor a 1 mm) y con hemorragia escasa.
- ✓ Edad del paciente: el diente debe ser joven con buena capacidad defensiva.
- ✓ Eliminación de caries: la mayor parte de tejido cariado debe haber sido eliminado antes de que se produzca la exposición.
- ✓ Aislamiento del campo: para el momento en que se produzca la exposición el diente debe encontrarse bajo aislamiento absoluto.
- ✓ Sellado de la restauración: debe existir un buen sellado de la cavidad luego de realizado el recubrimiento pulpar directo.

REPARACIÓN DEL COMPLEJO DENTINO PULPAR

Cuando las condiciones son favorables se produce la reparación del complejo que había sido afectado por el ataque primario (caries, erosión, abrasión y trauma) y por el ataque secundario (preparación cavitaria y obturación).

La pulpa posee una abundante vascularización y un sistema linfático que permite aportar la nutrición necesaria para permitir la reparación y por otro eliminar los escombros.

CAPITULO VI

BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS COMPOSITOS Y CEMENTOS DENTALES

INTRODUCCION

En la actualidad está en mucha disputa y debate el uso de materiales dentales como por ejemplo el mercurio de las amalgamas dentales y los eventos adversos causados por otros materiales restauradores como lo pueden ser cementos o resinas de composite debido a la degradación y corrosión de las antes mencionadas.

Se busca tener en cuenta la biocompatibilidad de materiales en los tejidos bucales con una armonía en el ambiente biológico en cavidad oral del paciente siendo un biomaterial que pueda ser parte por un periodo de tiempo como parte de un sistema, que remplace o aumente un órgano, tejido o función del cuerpo humano.

RESINAS DE COMPUESTAS

Las resinas compuestas van enfocadas a la odontología conservadora minimizando los defectos de las resinas acrílicas que en los años 40 remplazaron los cementos de silicato en ese entonces los únicos materiales estéticos

Las resinas compuestas o composites están formadas por:

- 1._ Una matriz orgánica
- 2._ Un relleno inorgánico
- 3._ Un órgano-silano o agente de unión



MATRIZ ORGÁNICA

En cuestión a las resinas compuestas son constituidas y formadas por un sistema de monómeros mono Di- o Tri-funcionales. Este sistema de monómeros puede ser considerado y está constituido como la columna sobre la que se conforma una resina compuesta.

El Big-GMA sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano que conforma la composición media de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20%. Esta resina es increíblemente viscosa por lo que al facilitar el proceso de fabricación y manipulación química se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (Bajo peso molecular) considerados como controladores de esta viscosidad como el dimetacrilato de bisfenol A, el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el metilmetacrilato de uretano (UDMA).

MATRIZ INORGÁNICA

En las resinas compuestas está integrada por un material de relleno inorgánico, la naturaleza del relleno en su modo de obtención del mismo y la cantidad incorporada determinarán y generaran en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador. Las partículas de su eficaz relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar en todo aspecto las propiedades físicomecánicas de la matriz orgánica, de ahí se menciona que la incorporación del mayor porcentaje de relleno será posible y sea un objetivo fundamental.

Gracias al relleno se consigue reducir y minimizar el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar la radiopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética

Existe una gran variedad y multiple de partículas de relleno empleadas eny con función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando y sobresaltando de forma mayoritaria y uniforme el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio.

Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos en su propiedad.

MECANISMOS DE LIBERACIÓN DE SUSTANCIAS

Se ha visto, observado y analizado que durante la polimerización y por desgaste o erosión del material utilizado en cavidad oral se desprenden sustancias en el medio. Puesto que la biocompatibilidad de los composites está directamente relacionada con la cantidad de conversiones de monómero a polímero.

El producto que más se liberaba de los composites era el TEGDMA, y en unas cantidades mayores a las que se considera citotóxico para los fibroblastos.

Mecanismo de liberación de sustancias (Liberación a corto plazo de monómeros libres durante la polimerización)

Monómeros o aditivos sin polimerizar son altamente liberados por las resinas dentales durante las primeras horas después de la polimerización inicial. Esta liberación se debe a una fotopolimerización deficitaria, o a factores térmicos, mecánicos o químicos, aproximadamente el 15-50% de los grupos metacrilato permanecen sin reaccionar, el porcentaje de los monómeros sin reaccionar ha disminuido en los últimos 10 años el problema que no está erradicado, hasta ahora no hay una conversión total de monómeros en polímero durante la polimerización. Se espera que al final de la polimerización inicial la mayoría de los monómeros reaccionarán conforme a la red de polímero y la cantidad de los numerosos monómeros residuales es menor que una décima parte de los grupos metacrilato restantes, los cuales han sido evaluados como no más del 1,5- 5%, aun así esta cantidad es suficiente para contribuir y aportar a la mayoría de eventos adversos.

La mayor parte de monómeros liberados son TEGDMA y hay una menor liberación de Big-GMA, UDMA, HDDMA.

Sustancias generadas por erosión y degradación a lo largo del tiempo

Las sustancias son liberadas debido a la degradación o erosión con el tiempo en cavidad oral. La degradación química está causada por hidrólisis o catálisis enzimática del mismo.

Esterasas inespecíficas y esterasas derivadas de saliva humana pueden fácilmente catalizar la biodegradación de los materiales resinosos siendo esto algo normal y común que todo ser humano tiende a pasar. La interacción entre los monómeros resinosos de los composites dentales y las esterasas y pseudocolinesterasas derivadas de la saliva humana, contribuyen a la degradación de los biomateriales dentales.

Composites dentales incubados en el tratamiento de una persona dentro de cavidad oral con colesterolesterasas, durante 8, 16 y 32 días, liberan Bis-HPPP y TEGMA, agua u otros solventes entran en el polímero causando la liberación de productos de la biodegradación. Esta forma de erosión causa pérdida de peso del polímero.

LIBERACIÓN DE IONES

Tanto las resinas compuestas como los ionómeros de vidrio modificados con resinas, liberan iones como fluoruro, estroncio y aluminio. Algunos iones son responsables del color de las resinas, y estos elementos metálicos pueden interferir con la biocompatibilidad de las resinas porque están implicadas en la reacción Fenton, produciendo especies bacterianas reactivas al oxígeno y de lo cual causan y generan nuevas formas de reconstrucción materializado en resinas y de ahí dentro de cavidad oral.

La concentración de F y Sr son bajas para ser citotóxicas pero los iones Cu, Al y Fe están presentes en concentraciones citotóxicas, es por ello por lo que hay que plantearse la utilización de composites no radiopacos a pesar de que no se distingan en las radiografías para evitar ciertos aspectos no favorables.

EVENTOS ADVERSOS

Las sustancias liberadas por estos materiales pueden causar efectos en organismos vivos. Estos efectos pueden ser tanto locales como sistémicos de ahí tener en cuenta lo anterior y siempre estar en pie y atención a indicaciones que se deben tomar en cuenta para un correcto proceso de tratamiento.

EVENTOS ADVERSOS LOCALES

Estas reacciones locales incluyen tejidos gingivales y mucosos, pulpa y tejido dental duro, Se ha informado de que los materiales dentales basados en resina pueden causar reacciones adversas en la mucosa oral del paciente. Estas reacciones pueden ser: irritación de mucosa, proliferación epitelial y reacciones liquenoides orales. Algunas investigaciones sugieren que el formaldehído podría ser el responsable de las reacciones liquenoides.



TOXICIDAD PULPAR

Las resinas de restauración y los cementos a base de acrílicos son irritantes a la pulpa de los órganos dentales de todos los seres humanos, relacionándolo con el hecho de la difusión de algunos monómeros a través de la dentina, lo cual se ha evidenciado con el metacrilato de metilo y otros componentes.

Sin embargo hay diferencias entre el grado de irritación pulpar en vivo y la citotoxicidad en vida de ciertos materiales dentales. Se ha observado que resinas dentales colocadas en cavidades dentales profundas con fondo cercano a la pulpa, e incluso con la pulpa expuesta, solo producen una respuesta toxica muy ligera a pesar de manifestar elevada toxicidad en la cavidad oral del paciente induciendo a eventos adversos.

Este hecho puede atribuirse a que en las técnicas de la acción de los migrantes tóxicos sobre las células es constante, mientras que en vivo la acción es aguda (temporal), debido a la rápida migración de todo el monómero residual gracias a la acción diluyente de la saliva del propio paciente.

EFFECTOS ADVERSOS SISTÉMICOS

ALERGIA

Se ha reportado reacciones alérgicas a materiales dentales, especialmente a las aleaciones metálicas y a los materiales dentales basados en resina como las prótesis removibles o las obturaciones de composite. Estas alergias aparecen en forma de urticarias o dermatitis por contacto o por enfermedades que al paciente le impiden tener contacto con otros materiales, Se ha visto un marcado potencial alergénico por impurezas de la matriz monomérica Bis-GMA, El HEMA también revela un marcado efecto alérgico.

Además de eso, fue encontrada sensibilidad cruzada entre metacrilatos puesto que fueron sensibilizados por varios metacrilatos también respondían duramente a metacrilatos no usados para sensibilizarlos, cada vez aumentan los pacientes y el personal sanitario con reacciones alérgicas tanto locales como sistémicas a los componentes de los materiales resinosos y dentales en todos aspectos.

Un estudio describió una reacción adversa a un sellador de fosas y fisuras basado en Bis-GMA. Un día después de la aplicación del material, la paciente desarrolló reacciones alérgicas múltiples: asma, ampollas en la encía adyacente, escozor en brazos, piernas, labios y orejas... los síntomas desaparecieron a los 9 días de eliminado el material y claro así debe ser con todos los materiales es por tal razón que se analizan para evitar y prevenir esta situación en la calidad de vida del paciente y de su salud.

ESTROGENICIDAD

A preocupación sobre la estrogenicidad de las resinas dentales de composite despertó cuando en 1996 Olea y cols publicaron un estudio en el que se demostraba que el Bisfenol A (BPA) y el Bis-GMA, componentes de las resinas compuestas dentales, eran estrogénicas y podían representar una vía adicional de exposición humana a xenoestrogenos. (1) Ellos testaron la estrogenicidad del BPA y su dimetacrilato in vitro, usando la línea celular MCF-7 de cáncer de mama como sistema indicador.

El Bisfeol A, entre otros, tiene una estructura química similar a los estrógenos naturales. Es el estrógeno predominante durante los años reproductivos de la mujer, pero también está presente en el hombre. Induce la ovulación y prepara el endometrio para la implantación, mantiene el embarazo e inicia el proceso del parto, de forma que actúan como moduladores o disruptores endocrinos, por lo que se los relaciona con enfermedades como: ovarios poliquisticos y susceptibilidad en la aparición de tumores.

EVENTOS ADVERSOS PARA PROFESIONALES

Diversas investigaciones relatan efectos tanto en la piel (dermatitis por contacto) como en los pulmones por inhalación de partículas, al pulir las restauraciones, por ejemplo a la hora de tallar y pulir las restauraciones de composite in situ, se producen partículas de entre 0.5 y 10 μm que fácilmente entran y se mantienen en el tejido pulmonar y están asociadas a enfermedad pulmonar industrial

Algunos rellenos utilizados actualmente como: cuarzo, fibras de vidrio y perlas de vidrio, no son biológicamente inertes. Un estudio realizado en conejos mostró focos de inflamación crónica alrededor de las partículas de los materiales restauradores en los pulmones, Las partículas se encontraban en vacuolas entre los macrófagos alveolares y también libres en el intersticio. Este experimento fue realizado introduciéndoles directamente el polvo de las restauraciones en la tráquea de los conejos, creemos que en humanos no todas las partículas entrarán a los pulmones sino que se quedaran en los pelillos de la nariz o mascarilla. Sería interesante conocer el tamaño de partícula que sobrepasa las mascarillas dentales usadas comúnmente en la clínica.

Estos efectos pueden presentarse tanto en el profesional como en los pacientes o demás personal que se encuentre en el gabinete dental durante el pulido, debido a que están expuestos a inhalar las partículas y tanto los guantes como las mascarillas, protegen parcialmente ya que también se debe tomar en cuenta las barreras de protección al paciente

ALTERNATIVAS PARA DISMINUIR LOS EVENTOS ADVERSOS

Las técnicas para minimizar los efectos adversos de los composites van encaminadas a reducir los monómeros residuales o eliminarlos, puesto que son ellos los responsables de los efectos, Además de eso, existen composites libres de BPA y una nueva generación de composites con diferente composición, que no liberan metacrilatos.

Se sabe que el grado de conversión de los composites fotocurados es del 55-80% y ese grado desciende en la capa de oxígeno inhibido. Por lo tanto, esta capa contiene el 65% de monómeros no reaccionados.

El grado de conversión depende del tipo, duración e intensidad de la luz de polimerización y de algunas propiedades de las resinas como su espesor, hay una relación inversa entre el grado de polimerización y el porcentaje de liberación de monómeros, Cuanto mayor sea el grado de polimerización, menor será el número de monómeros libres sin reaccionar capaces de ser liberados, un fotocurado de 20 segundos era suficiente para capas de composite de menos de 1mm.

Por lo tanto, es importante polimerizar con luz el tiempo correcto y aplicar capas de composite menores de 1mm de espesor, para permitir la máxima polimerización y así reducir el número de monómeros no reaccionados.

En la práctica clínica podemos usar técnicas para eliminar los componentes no reaccionados de la superficie de las restauraciones. Algunos estudios proponen frotar las restauraciones con rollos de algodón, el cual elimina la mayor parte del Bis-GMA y TEGDMA, e los composites con nuevas técnicas de polimerización reducen el número de monómeros no curados y por consiguiente su citotoxicidad.

BIOMATERIALES DE REGENERACIÓN ÓSEA

Las enfermedades en cavidad oral constituyen un problema de Salud Pública y en especial para aquellos países en vía de desarrollo o subdesarrollado siendo un factor etiológico para las personas citadas con dicha patología el alto costo de los tratamientos odontológicos y esto tiene como consecuencia que quienes requieren intervenciones un tanto costosas se encuentran incapacitadas de acceder a esos tratamientos sean estos preventivos o curativos

Cabe hacer mención sobre que dentro de las patologías más prevalentes de la cavidad oral se encuentran las caries dentales y la enfermedad periodontal, las piezas dentales juegan un rol importante en la vida del día a día en actividades cotidianas del ser humano, ya sean biológicas como la alimentación, relaciones sociales por ejemplo donde la imagen influye tanto en la socialización como en la consecución de un trabajo y la carencia de estas afecta al ser humano desde la perspectiva física general, social y psicológica especialmente en el ámbito de la autoestima personal.

Por lo tanto, el poder rehabilitar la cavidad oral de pacientes desdentado cobraría gran importancia y relevancia en la visión biológica, social y psicológica

REGENERACIÓN ÓSEA

Se obtiene mediante la combinación de tres elementos como lo son las células visibles, matriz extracelular y sustancias reguladoras insolubles (Factores de crecimiento) sin dejar de mencionar factores locales que también son influyentes como el entorno mecánico y vascular, la combinación de estos elementos genera un ambiente apropiado para la regeneración

El éxito de la regeneración ósea se relaciona con tres mecanismo:

1._ Osteogénesis: Proceso de formación y desarrollo de hueso nuevo. Los materiales osteogénicos se derivan o se encuentran formados por tejido implicado en crecimiento y reparación, por ejemplo, del hueso autólogo ósea del mismo paciente.

2._ Osteoinducción: Proceso de estimulación de la osteogenesis. Los materiales osteoinductivos pueden son aquellos que se utilizan para mejorar la regeneración ósea y el hueso puede crecer y extenderse por una zona donde normalmente no se encuentra

3._ Osteoconduccion: Proporciona la matriz y estructura física apropiada para la deposición de hueso nuevo los materiales osteoconductores son guía para el crecimiento permitiendo el deposite de hueso nuevo el cual se formará por el hueso autólogo, fibrina autóloga, hidroxiapatita reabsorbible,sulfato de calcio, fosfato tricálcico, fibrina liofilizada, hueso desmineralizado, cristales cerámicos bioactivos

De lo anterior antes mencionado, la regeneración ósea es posible mediante el uso de biomateriales dentales, los que se han desarrollado gracias a la ingeniería de tejidos que se puede definir como “La aplicación de los principios y métodos de la ingeniería y ciencias de la vida ”para la comprensión fundamental de la estructura, función y relaciones en patología y normalidad de los tejidos mamíferos así como para el desarrollo de sustitutos biológicos para restaurar, mantener o mejorar funciones de los organismos”

Los sustitutos biológicos deben desarrollar una serie de funciones vitales requeridas para desarrollar respuestas dirigidas en el huésped, estas funciones pueden ser en tema de ingeniería o en tema biológico.

Las funciones biológicas se refieren a acontecimientos que incluye:

1. Migración celular a la zona del biomaterial
2. Unión celular
3. Superficies sintéticas, glicosaminoglicanos, y proteínas de la matriz extracelular
4. Mantenimiento de una adecuada circulación colateral
5. Desarrollo y mantenimiento de un apropiado fenotipo celular
6. Liberación de proteínas morfogenéticas y proteínas reguladoras

Las funciones en tema de ingeniería a que los sustitutos deben mantener un sustrato celular vivo, como lo es:

1. Mantenimiento de la totalidad de las propiedades mecánicas
2. Conservación de las características estructurales internas y mantener la geometría tridimensional

Las últimas 2 permitirá al biomaterial mantener el espacio planificado y diseñado por el clínico en forma y tamaño para que el tejido óseo posteriormente ocupe ese lugar y es así como los biomateriales cumplen con las características antes señaladas y que son utilizados en regeneración ósea y siendo así serán clasificados de la siguiente forma:

1. Autoinjertos (AI): Es el hueso obtenido del mismo paciente
2. Aloinjertos(AL): Biomaterial procesado para ser incorporado a sujetos de la misma especie
3. Allograft o FBDA: Desmineralizante
4. Allograft o DFDBA: Proteína morfogenética
5. Aloplásticos: Sustitutos óseos sintéticos (Cerámicas, polímeros, hidroxiapatita, fosfato tricálcico y sulfato de calcio)
6. Xenoinjertos: Matrices óseas, biomaterial procesado a partir de especies no humanas

Ante la disponibilidad de esta variada gama, la toma de decisiones en cuanto a la técnica a utilizar, implica elegir los biomateriales necesarios en cada una de ellas, pero esto influirá en el pronóstico de un procedimiento. El biomaterial con mejores propiedades para lograr la regeneración ósea es el AI (Autoinjertos) o como alternativa AL (Aloinjertos) los cuales corresponden a preparados óseos procedentes de bancos de tejidos.

Se ha señalado y se ha argumentado que dentro de los tipos de los biomateriales antes citados los injertos óseos obtenidos del propio paciente ya que poseen un mejor pronóstico transformándose en el material de referencia a la hora de probar biomateriales en generación bucodental.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

PARK, J. Y LAKES, RS (2007). BIOMATERIALES: UNA INTRODUCCIÓN . SPRINGER SCIENCE & BUSINESS MEDIA.

RATNER, BD, HOFFMAN, AS, SCHOEN, FJ Y LEMONS, JE (2004). CIENCIA DE LOS BIOMATERIALES: UNA INTRODUCCIÓN A LOS MATERIALES EN MEDICINA . ELSEVIER.

GRIFFITH, LG (2000). BIOMATERIALES POLIMÉRICOS. ACTA MATERIALIA , 48 (1), 263-277.

HE, W. Y BENSON, R. (2017). BIOMATERIALES POLIMÉRICOS. EN EL MANUAL DE INGENIERÍA DE PLÁSTICOS APLICADOS (PÁGS. 145-164). PUBLICACIÓN DE WILLIAM ANDREW.

BAYNE, CAROLINA DEL SUR (2005). BIOMATERIALES DENTALES: ¿DÓNDE ESTAMOS Y HACIA DÓNDE VAMOS ?. REVISTA DE EDUCACIÓN DENTAL , 69 (5), 571-585.

MURRAY, PE, GARCÍA GODOY, C. Y GARCÍA GODOY, F. (2007). ¿CÓMO SE EVALÚA LA BIOCMPATIBILIDAD DE LOS BIOMATERIALES DENTALES ?. MEDICINA ORAL, PATOLOGÍA ORAL Y CIRUGÍA BUCAL (INTERNET) , 12 (3), 258-266.

LI, RWK, CHOW, TW Y MATINLINNA, JP (2014). BIOMATERIALES DENTALES CERÁMICOS Y TECNOLOGÍA CAD / CAM: ESTADO DEL ARTE. REVISTA DE INVESTIGACIÓN PROSTODÓNTICA , 58 (4), 208-216.

KHURSHID, Z., NAJEEB, S., ZAFAR, MS Y SEFAT, F. (EDS.). (2019). BIOMATERIALES DENTALES AVANZADOS.

ØILO, M. Y BAKKEN, V. (2015). BIOFILM Y BIOMATERIALES DENTALES. MATERIALES , 8 (6), 2887-2900.
ISO 690

ANUSAVICE KJ. PHILLIPS CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES. 11ª ED. MADRID: ELSEVIER ESPAÑA; 2004. (CAP. 2 ESTRUCTURA DE LA MATERIA Y PRINCIPIOS DE ADHESIÓN. P 30-33).

BRAUN E. UN MOVIMIENTO EN ZIGZAG. MÉXICO, D.F.: FONDO DE CULTURA ECONÓMICA-SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA-CONSEJO NACIONAL DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA; 1989. (COLECCIÓN LA CIENCIA DESDE MÉXICO; 13). [CAP. 10 COLOIDES, GELATINAS Y ESAS COSAS. P 70-77].

DUFFO G. BIOMATERIALES: CAPÍTULO 8. GUÍA DIDÁCTICA. BUENOS AIRES: MINISTERIO DE EDUCACIÓN, REPÚBLICA DE ARGENTINA-INSTITUTO NACIONAL DE EDUCACIÓN TECNOLÓGICA; 2011. (COLECCIÓN MATERIALES Y MATERIAS PRIMAS). DISPONIBLE EN: [HTTP://WWW.INET.EDU.AR/WPCONTENT/UPLOADS/2012/11/BIOMETALES.PDF](http://www.inet.edu.ar/wpcontent/uploads/2012/11/biometales.pdf)

MACCHI RL. MATERIALES DENTALES. 4ª ED. BUENOS AIRES: MÉDICA PANAMERICANA; 2007. (CAP. 1 MATERIA Y MATERIALES. P. 6-12, Y CAP. 2 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES. P 13-37). DISPONIBLE CON LA CUENTA EN ACCESO REMOTO DE BIDI UNAM EN: [HTTP://WWW.MEDICAPANAMERICANA.COM.PBIDI.UNAM.MX:8080/VISOR EBOOKV2/EBOOK/9789500604789#{"PAGINA":"COVER","VISTA":"INDICE","BUQUEDA":""}](http://www.medicapanamericana.com.pbidi.unam.mx:8080/visor_ebookv2/ebook/9789500604789#{)

FUENTES MV. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA DENTINA HUMANA. AV ODONTOESTOMATOL [INTERNET]. 2004 [CITADO 31 DE ENERO DE 2018]; 20(2): 79-83. DISPONIBLE EN: [HTTP://SCIELO.ISCIII.ES/PDF/ODONTO/V20N2/ORIGINAL2.PDF](http://scielo.isciii.es/pdf/odontov20n2/original2.pdf) RIVERA CA. COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL ESMALTE DENTAL. [TESIS MAESTRÍA]. MEDELLÍN: UNIVERSIDAD EAFIT, ESCUELA DE INGENIERÍA; 2012. 107 P.

PIÑA MC. LOS BIOMATERIALES Y SUS APLICACIONES. REVISTA CASA DEL TIEMPO. 2010;28(4):55-58. DISPONIBLE EN: [HTTP://WWW.UAM.MX/DIFUSION/CASADELTIEMPO/28_IV_FEB_2010/CASA_DEL_TIEMPO_EIV_NUM28_55_58.PDF](http://www.uam.mx/difusion/casadel tiempo/28_IV_FEB_2010/CASA_DEL_TIEMPO_EIV_NUM28_55_58.PDF)

RANGEL CE. LOS MATERIALES DE LA CIVILIZACIÓN. MÉXICO, D.F.: FONDO DE CULTURA ECONÓMICA SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA-CONSEJO NACIONAL DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA; 1987. (COLECCIÓN LA CIENCIA DESDE MÉXICO; 29). P 8-10.

RODRÍGUEZ SEPÚLVEDA LJ, ORREGO ALZATE CE. APLICACIONES DE MEZCLAS DE BIOPOLÍMEROS Y POLÍMEROS SINTÉTICOS: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA. REV CIENTÍF.2016 [CITADO 2 JUL 2016]; 2(25): 252-264. DISPONIBLE EN: [HTTP://REVISTAS.UDISTRITAL.EDU.CO/OJS/INDEX.PHP/REVCIE/ARTICLE/VIEW/10424/11790](http://revistas.udistrital.edu.co/ojs/index.php/revcie/article/view/10424/11790)

KORTABERRIA, M., ALZOLA, E., EUSKADI, O., VÁZQUEZ, C., & BARCELONA, O. (2013). BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS COMPOSITOS Y CEMENTOS DENTALES TRABAJO DE FIN DE MÁSTER PRESENTADO POR. [HTTP://WWW.TERAPIANEURAL.COM/IMAGES/STORIES/PDF/RESINAS Y CEMENTOS.PDF](http://www.terapianeural.com/images/stories/pdf/resinas_y_cementos.pdf)

MATERIALES DENTALES MÓDULO 1 MANUAL DE APOYO TEÓRICO CÁTEDRA DE MATERIALES DENTALES URUGUAY -JULIO 2016. (N.D.). [HTTPS://WWW.COLIBRI.UDELAR.EDU.UY/JSPUI/BITSTREAM/20.500.12008/8441/1/LIBRILLO%20MATERIALES%20DENTALES%201.PDF](https://www.colibri.udelar.edu.uy/jspui/bitstream/20.500.12008/8441/1/LIBRILLO%20MATERIALES%20DENTALES%201.PDF)

EN, M., SANITARIA, P., & LABAJO GONZÁLEZ, D. (2016). CASOS: ODONTOLOGÍA 608103 RESPONSABILIDAD PROFESIONAL. [HTTPS://WWW.UCM.ES/DATA/CONT/DOCS/107-2016-11-22-SEMINARIO%201.%20CASOS%20ODONTOLOG%C3%ADA.PDF](https://www.ucm.es/data/cont/docs/107-2016-11-22-SEMINARIO%201.%20CASOS%20ODONTOLOG%C3%ADA.PDF)

RÍOS, V., NATALI ROMERO TAPIERO, VALENCIA, C., & JULIÁN BALANTAMELO. (2014). MÉTODOS PARA DETERMINAR LA BIOCOPATIBILIDAD EN MATERIALES DENTALES. RESEARCHGATE; UNKNOWN.

[HTTPS://WWW.RESEARCHGATE.NET/PUBLICATION/322232352 METODOS PARA DETERMINAR LA BIOCOPATIBILIDAD EN MATERIALES DENTALES](https://www.researchgate.net/publication/322232352_METODOS_PARA_DETERMINAR_LA_BIOCOPATIBILIDAD_EN_MATERIALES_DENTALES)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=CORONA+DENTAL+METALICA&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWJP2MBH14D7AHVPKGOFHFBPB0CQ2-CCEGQIABAA&OQ=CORONA+DENTAL+METALICA&GS_LCP=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGYIABAFEB4YBGGAEAUQHJIGCAAQ](https://www.google.com/search?q=corona+dental+metalica&tbm=isch&ved=2ahukewjp2mbh14d7ahvpkgoFHFBPB0CQ2-CCEGQIABAA&oq=corona+dental+metalica&gs_lcp=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGYIABAFEB4YBGGAEAUQHJIGCAAQ)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=BIOCOPATIBILIDAD+DENTAL&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWJ57UWT2ID7AHWMZT8KHTFXCYEQ2-CCEGQIABAA&OQ=BIOCOPATIBILIDAD+DENTAL&GS_LCP=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBWGAEIAEEBG6BAGAEEM6BGGAEACQHJOGCAAQ](https://www.google.com/search?q=biocompatibilidad+dental&tbm=isch&ved=2ahukewj57uwt2id7ahwmzt8khtfxcyEQ2-CCEGQIABAA&oq=biocompatibilidad+dental&gs_lcp=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBWGAEIAEEBG6BAGAEEM6BGGAEACQHJOGCAAQ)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=MATERIALES+DE+IMPRESION&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWIJ_N-W2YD7AHXRDDABHWMVABKQ2-CCEGQIABAA&OQ=MATERIALES+DE+IMPRESION&GS_LCP=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAE](https://www.google.com/search?q=materiales+de+impresion&tBM=ISCH&VED=2AHUKEWIJ_N-W2YD7AHXRDDABHWMVABKQ2-CCEGQIABAA&OQ=MATERIALES+DE+IMPRESION&GS_LCP=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAE)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=HIDROXIDO+DE+CALCIO&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWIYSD7F24D7AHX9BTABHU6FAYGQ2-CCEGQIABAA&OQ=HIDROXIDO+DE+CALCIO&GS_LCP=CGNPBWCQAZIICAAQGAQQSQMYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUI](https://www.google.com/search?q=hidroxido+de+calcio&tBM=ISCH&VED=2AHUKEWIYSD7F24D7AHX9BTABHU6FAYGQ2-CCEGQIABAA&OQ=HIDROXIDO+DE+CALCIO&GS_LCP=CGNPBWCQAZIICAAQGAQQSQMYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUI)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=IONOMERO+DE+VIDRIO&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWJGQODC24D7AHXTKWOFHWX0CXIQ2-CCEGQIABAA&OQ=IONOMERO+DE+VIDRIO&GS_LCP=CGNPBWCQAZIHCAAQSQMQQZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIECAAQQZIFCAA](https://www.google.com/search?q=ionomero+de+vidrio&tBM=ISCH&VED=2AHUKEWJGQODC24D7AHXTKWOFHWX0CXIQ2-CCEGQIABAA&OQ=IONOMERO+DE+VIDRIO&GS_LCP=CGNPBWCQAZIHCAAQSQMQQZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIECAAQQZIFCAA)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=FOSFATO+DE+ZINC&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWI7UZCT4YD7AHXTHD8KHVYDACIQ2-CCEGQIABAA&OQ=FOSFATO+DE+ZINC&GS_LCP=CGNPBWCQAZIECAAQQZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCAB](https://www.google.com/search?q=fosfato+de+zinc&tBM=ISCH&VED=2AHUKEWI7UZCT4YD7AHXTHD8KHVYDACIQ2-CCEGQIABAA&OQ=FOSFATO+DE+ZINC&GS_LCP=CGNPBWCQAZIECAAQQZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCAB)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=CARBOXILATO+DE+ZINC+ODONTOLOGIA&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWJIQQVM4OD7AHXSSGOFHDMBCLKQ2-CCEGQIABAA&OQ=CARBOXILATO&GS_LCP=CGNPBWCQARGDMGQIABBDMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGQIABBDMGUIABC](https://www.google.com/search?q=carboxilato+de+zinc+odontologia&tBM=ISCH&VED=2AHUKEWJIQQVM4OD7AHXSSGOFHDMBCLKQ2-CCEGQIABAA&OQ=CARBOXILATO&GS_LCP=CGNPBWCQARGDMGQIABBDMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGQIABBDMGUIABC)

[HTTPS://WWW.GOOGLE.COM/SEARCH?Q=OXIDO+DE+ZINC+Y+EUGENOL&TBM=ISCH&VED=2AHUKEWIW0ERO4OD7AHXTXCKDHSPLAICQ2-CCEGQIABAA&OQ=OXIDO+DE+ZINC+Y+EUGENOL&GS_LCP=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEI](https://www.google.com/search?q=oxido+de+zinc+y+eugenol&tBM=ISCH&VED=2AHUKEWIW0ERO4OD7AHXTXCKDHSPLAICQ2-CCEGQIABAA&OQ=OXIDO+DE+ZINC+Y+EUGENOL&GS_LCP=CGNPBWCQAZIFCAAQGAQYBQGAEIAEMGUIABCABDIFCAAQGAQYBQGAEI)