

34
2 epm



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**BIOCOMPATIBILIDAD DE MATERIALES
EN OPERATORIA DENTAL**

TESINA

Que como requisito para
presentar el exámen profesional de

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

María Teresa Margarita Becerril Martínez

Asesor:

Dr. Antonio Limonchi Wade

MEXICO, D. F., NOVIEMBRE DE 1994.



P. P. X

FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está 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.

AGRADECIMIENTOS

A mi madre:

Por el cariño y apoyo que me ha dado siempre.+
Mami, gracias por haber contribuido a realizar mi sueño.

A mi padre:

Le dedico este trabajo, aunque no vió coronados sus sueños,
vivo siguiendo su ejemplo.

A mi esposo:

Fer, gracias por tu amor, paciencia y apoyo ¡ TE AMO !

A mis hijos:

Manuel, Sofía y Fernando, por su ejemplo, ayuda y
comprensión, gracias hijos.

A mis hermanos:

Gonzalo, Jose, Luz y Darío, por haber creído en mí.

A mis suegros:

Gracias por su ayuda y comprensión.

A mis maestros:

Dr. Antonio Limonchi Wade.

Dr. Manuel Norberto Cazada Nova

Dra. Ma. del Carmen López Torres.

Por haber compartido sus conocimientos y contribuido a mi
formación académica, gracias.

A las personas que contribuyeron a realizar este trabajo, les
agradezco carifosamente, en especial a ADY y JUAN CARLOS

INDICE.

INTRODUCCION

CAPITULO Y COMPUESTOS FENOLADOS

- A) FENOL
- B) PARACLOROFENOL

CAPÍTULO II CEMENTOS MEDICADOS

- A) EUGENALATOS DE ZINC (ZOE)
- B).-FORROS DE HIDRÓXIDO DE CALCIO

CAPITULO III.- CEMENTOS NO MEDICADOS.

- A).- SILICATOS
- B).- IONOMERO DE VIDRIO
- C).- FOSFATO DE ZINC
- D).- POLICARBOXILATOS

CAPITULO IV.- ACONDICIONADORES DE ESMALTE Y DENTINA.

CAPITULO V.- MATERIALES DE RESTAURACIÓN

- A).- AMALGAMA-MERCURIO
- B).- RESINAS COMPUESTAS
- C).- ALEACIONES METALICAS
- D).- COMPUESTOS CERAMICOS
- E).- MATERIALES DE IMPRESIÓN

CONCLUSIONES

BIBLIOGRAFIA

INTRODUCCION

Desde hace muchos años en la profesión dental solo trabajaban con materiales inertes y tenían contacto muy limitado con tejidos vitales (excepto dentaduras), la oportunidad local y sistémica de complicaciones eran mínimas. Ahora, los materiales dentales empiezan a ser tratados como medicamentos o drogas que tiene mayor seguridad y eficacia los materiales dentales son considerados como compuestos restaurativos y sus componentes químicamente activos tienen mayor seguridad y eficacia

El desarrollo de la Federación Dental Internacional (FDI)-Los estándares internacionales de la organización (ISO) documento intitulado "Evaluación Biológica de los Materiales Dentales" FDI/ISO/CT Comité Técnico (TC) 106 Cirugía Dental, V/G5 empezó en París en julio de 1987.

El presidente de la Comisión de Materiales Dentales, equipos instrumentos y terapéutica (COMIET) de la FDI se estaba estructurando un Subcomité para definir los materiales dentales usados como medicamentos drogas y terapéuticos y fueron aplicadas pruebas para la evaluación biológica de los materiales dentales.

Surge un comité formado en Varna, Bulgaria en 1988 dirigido por el Dr Gunnar Ryge El Dr Ryge tiene una junta previa con los integrantes del subcomité del comité de especificaciones del grupo de materiales dentales de la IADR y su aportación será

más benéfica. Fue presentada la prueba inicial.

La FDI se reunió en la Ciudad de Nueva York en 1969 y los integrantes del Subcomité reportaron la responsabilidad de recibir el anteproyecto inicial y les indicaron que sería incorporado al nuevo anteproyecto.

Esto fue hecho por el Dr. K. Langelan que sucedió al Dr. Ryge.

En Chicago se reunieron con la FDI en noviembre de 1975 los integrantes del comité retomaron la existencia de ese documento americano donde se recomendaba estandarizar la práctica y evaluación biológica de los materiales dentales, se aceptó como un documento Interino trabajando en grupo con la FDI, se complementó y se aprobó.

En 1977 en Toronto la FDI/ISO fue aprobado el documento y trabajando el grupo se encontró al comité distribuyendo a todos los miembros de las asociaciones dentales nacional de estándares, organizaciones de comités en París.

La FDI reunió en 1979 y revisaron y aceptaron los miembros del COMIET adoptándose y publicado en junio de 1980 en la revista INTERNATIONAL DENTAL JOURNAL.

En Septiembre de 1981 la FDI reportó que era adoptado por ISO como ISO TECHNICAL REPORT Intitulado "Evaluación Biológica de Materiales Dentales", publicado en Enero de 1984.

Se presenta un esbozo del último estudio preliminar revisado del documento internacional (ISO Informe Técnico 7405), que se

espera va a ser completado en 1993, a tiempo para la armonización de las Normas Europeas de la CE. Los tipos de Tests (de uso inicial, secundario y preclínico) son enlistados y descritos. Ninguna cantidad de estudios experimentales puede garantizar absolutamente la seguridad de ninguna sustancia. Sin embargo, las investigaciones toxicológicas nos proporcionan datos de los cuales se pueden hacer unas proyecciones y predicciones razonables sobre las condiciones bajo las cuales puede ser usado el producto con seguridad.

Se pretende que éste INFORME TECNICO sea analizado regularmente y revisado con la finalidad de convertirlo en un estándar internacional.

Dr. Harold R. Stanley.

ANTECEDENTES

La historia del desarrollo de controles, normas y líneas maestras empezó hace casi quinientos años y de detalla de una manera cronológica hasta el presente

Anteriormente se consideraban a los materiales dentales restaurativos como materiales biológicamente inertes, más sin embargo a la fecha se consideran a estos materiales como compuestos químicamente activos y pueden tener efectos destructivos sobre la pulpa.

La amalgama por su contenido de mercurio y los materiales de impresión por su formación y contenido se consideran muy inte-

resantes.

En la terapia endodóntica requiere el canal de obturación de drogas y materiales que estén en constante contacto con los tejidos.

En implantología se consideran metales, cerámicas y plásticos por estar en contacto con tejidos vivos.

BIOCOMPATIBILIDAD DE MATERIALES.

Definición:

Biocompatibilidad es la forma como se comportan los materiales odontológicos al ser aplicados en tejidos vivos, conocer los productos que brinden las mejores propiedades y resultados clínicos.

Para evaluar la biocompatibilidad de los materiales existen diversos procedimientos, dentro de los cuales podemos citar:

CITOTOXICIDAD:

En las células calidad de un tóxico, con akusión especial al grado de virulencia de una toxina o veneno. Se expresa en diversas formas DL100 lo que mata a todos los animales de un grupo estudiado, DL50 mata a la mitad de los animales, DLM la menor que puede causar la muerte.

MUTAGENESIS:

Producción de un cambio. Inducción de mutación genética.

ESTADIOS INFLAMATORIOS:

Es la etapa de la reacción local de un tejido a un estímulo supe-

rior a su índice de tolerancia y por lo tanto nocivo; comprende el conjunto de procesos biológicos locales con que el organismo se defiende de la acción del estímulo nocivo en un primer tiempo vence la lucha contra el agresor y procede a la reparación de los daños producidos en un segundo tiempo.

Nos referimos al documento 41 de ANSI-ADA, recomendado en las prácticas de estandarización de evaluación biológica de los materiales dentales.

CAPITULO I

COMPUESTO FENOLADOS:

Fenol

El fenol es un antiséptico derivado oxigenado del benceno, actúa destruyendo los microorganismos o inhibiendo el crecimiento y multiplicación de los mismos.

Los antisépticos deben ser utilizados en las mejores condiciones para que sean eficaces. Actúa como desensibilizante.

Los antisépticos y aceites volátiles empleados en Odontología son por lo general desensibilizantes, entre ellos están:

Fenol

Tricresol

Clorofenol

Cresantina

Timol

Las propiedades que deben tener, según Grossman son las si-

guientes:

No dañar ni irritar la pulpa

Ser de aplicación indolora

Fácil de llevar y aplicar a la superficie dental o a la cavidad dentinaria

Poseer acción rápida y duradera

No manchar ni decolorar la dentina

Paraclorofenol

Introducido a la terapéutica endodóncica por Walkhoff en 1891.

Su actividad antiséptica estriba en su función fenólica y en el ión cloro que en posición para, se libera lentamente. su doble función antiséptica y sedativa, según Takigawa, Tokio 1900.

Se mezcla con el alcanfor disminuyendo la acción irritante o cáustica del paraclorofenol, siendo la proporción aproximada de dos partes de paraclorofenol por tres de alcanfor.

Se empleaba en pulpectomías totales y en terapia de dientes con pulpa necrótica, habiendo la posibilidad de que al formarse gases éstos impulsen los restos necróticos transapicalmente, provocando una periodontitis por presión o reagudizando procesos crónicos.

Angel Lasala, Capitulo IX. Página 189, 193.

CAPITULO II.

CEMENTOS MEDICADOS:

Los cementos dentales constituyen un importante grupo de biomateriales de gran aplicación y utilidad en los diferentes procedimientos clínicos desarrollados por el odontólogo.

A).- EUGENALATOS DE ZINC (ZOE):

Hace muchos años asumieron que el ZOE es un material blando no tóxico. Pruebas revelaron que el ZOE es un material tóxico en comparación con el cemento de silicato y las resinas compuestas. Aunque demostró ser antibacteriano. GLASS Y ZANDER reportaron que aplicando el ZOE directamente a la pulpa puede causar necrosis.

En bajas concentraciones puede afectar la respiración celular. RETIEF Y MACKO, demostraron que el ácido remueve el barro dentinario in vivo acrecentando la respuesta de la pulpa al ZOE, esto sería corroborado por un estudio in vitro por MERYON and JOHNSON

BRANS STRÖM Y NYBORG sugirieron el porque de su toxicidad.

No es adecuado en cavidades profundas previa aplicación del material de revestimiento, el grueso de la dentina restante juega un papel importante y probablemente mitigue el efecto del ZOE sobre la pulpa.

El cemento Oxido de zinc y Eugenol puede ser aplicable como control. Negativo pero sólo en presencia del adecuado grosor y el barro dentinario esté intacto

Su principal aplicación es en dientes temporarios para sellar herméticamente una lesión cariosa.

ZOE modificado, mejorados en sus condiciones mecánicas con el agregado de resinas plastificantes, que reducen la fragilidad del cemento y acetato de zinc como reactor y promotor de mayor resistencia.

El líquido es el eugenol adicionado de aceite de olivas.

Este cemento está contraindicado en combinación con resinas compuestas ya que el eugenol inhibe la polimerización y afecta el color.

En cavidades profundas el eugenol es nocivo para la pulpa.

B).- FORROS DE HIDROXIDO DE CALCIO.

Los cementos fraguables de hidróxido de calcio poseen ventajas y desventajas.

Ventajas:

Elevada alcalinidad, lo que los hace germicidas y bacteriostáticos.

Manipulación simple.

Endurecimiento rápido.

No irritan la pulpa y pueden usarse aún con espesores mínimos de dentina.

Estimulan la formación de dentinas de defensa.

(esclerótica y terciaria).

Desventajas:

Solubilidad al agua

Rigidez reducida

Baja resistencia traccional y compresiva.

No son adhesivos.

Se usa para recubrir la pulpa expuesta durante una preparación dental.

El PH es sumamente alcalino (12.6) irrita a los odontoblastos, éstos como medio de defensa calcifican la porción pulpar que está en contacto y el PH no permite la entrada de bacterias o microorganismos

Los nuevos productos de hidróxido de calcio manifiestan una alta resistencia al ataque de los ácidos y el lavado profuso con agua, lo cual constituye una importante ventaja.

Recientemente se han ideado hidróxidos de calcio de fotocurado, así como preparados de hidróxi-apatita de calcio en combinación con ionómeros de foto-inducción.

Guzmán Baez. Capítulo V. Págs. 45 ,49.

CAPITULO III.

CEMENTOS NO MEDICADOS.

A). CEMENTOS DE SILICATO

Hace años fueron utilizados no como cementos sino como material de restauración estética.

La aparición de las resinas lo ha dejado obsoleto, sin embargo posee características que se ha aprovechado en la síntesis de nuevos materiales como los ionómeros de vidrio

Composición:

El polvo es SiO_2 y Al_2O_3 con fundentes a base de fluoruros (Ca-Na-Al), logra la temperatura de sintetizado $1200-1300^\circ C$ se enfría bruscamente y se pulveriza finamente, el polvo resultante es un vidrio de aluminio-silicato tetraédrico (SiO_4AlO_4).

El líquido es una solución acuosa de ácido ortofosfórico, con un contenido de agua ligeramente mayor de la de los cementos de fosfato de zinc el PH es de 3.0 al cabo de diez minutos y se mantiene ácido por varias horas y aún días, lo cual lo hace altamente irritante para el complejo dentino pulpar.

Se destaca por su efecto anticariogénico debido a la presencia de un alto contenido de fluoruros liberados por la solubilidad del cemento, otorgando su acción sobre los tejidos dentarios adyacentes.

Muchos estudios han demostrado que la restauraciones con cemento de silicato provocan inflamación pulpar.

Asumieron la responsabilidad del resultado de las pruebas de los cementos de silicato a los elementos como es el ácido.

No obstante, en cultivos celulares probó tener reacciones no tóxicas, en un estudio de implante el cemento de silicato tendría una ligera reacción en ocho semanas.

La casa ROYD no le tenía confianza a éste ácido, por ser la causa principal de inflamación pulpar, estudios anteriores demostraron el efecto del ácido fosfórico sobre la pulpa.

Johnson demostró con agua destilada una respuesta pulpar igual o más severa que con el ácido. Hansen y Bruun creyeron también que el daño a la pulpa no lo producía la acidez inicial del cemento de silicato.

Un número de notables investigadores llegaron a la conclusión de que había una correlación entre la inflamación de la pulpa y la presencia de bacterias en restauraciones de silicatos.

Bergenholtz demostró que éstos productos bacterianos sólo pueden causar inflamación pulpar severa en treinta y dos horas. Aparentemente sellando las restauraciones de silicato con un material antibacteriano (ZOE), se reducen significativamente los cambios e inflamación pulpar.

Cox demostró que el cemento de silicato puede ser introducido dentro de la pulpa directamente ó que el cemento de silicato puede ser introducido dentro de la pulpa directamente y ésta demostraría respuesta curativa, en ausencia de bacterias. Esta

respuesta no se podría esperar de un material tóxico.

El cemento de silicato como el cemento de ionómero de vidrio son más tóxicos en su fase de fraguado que en su fase de colocación.

Estas implicaciones tendrían que ser estudiadas en un futuro.

Guzmán Baez. Capítulo V. Págs.53,54.

B).- IONOMERO DE VIDRIO.

El cemento de ionómero de vidrio fue desarrollado por Wilson.

El polvo es un grano fino de calcio, fluoroaluminosilicato, vidrio, variando su composición, el líquido es una solución acuosa o ácido poliacrílico o un ácido acrílico copolímero o agua, como para los cementos de polycarboxilato, donde se deshidrata y se agrega al polvo.

Una importante adición es el ácido tartárico el cual le da fluidez y tiempo para trabajarlo retardando la reacción.

La reacción al medio ambiente es principalmente como la del cemento de polycarboxilato.

Los iones disueltos en el vidrio, y el polvo reaccionan como los grupos de polycarboxilatos y se repite el enlace.

La reacción al medio ambiente resulta en un sólido translúcido y se adhiere al esmalte y a la dentina.

Una de las propiedades más importantes es su dureza y la capacidad de restauración.

El artículo discute la resistencia, retención, grosor de película,

tiempo de trabajo, solubilidad, sensibilidad temprana al agua, y/o compatibilidad y propiedades de los manejos de fosfato de zinc, policarboxilato y un ionómero de vidrio, éste tiene la resistencia más alta y las mejores propiedades retentivas y una baja solubilidad.

Es difícil de espátular el tiempo de trabajo es corto y el contacto con el agua durante el fraguado es crítico para la calidad de la capa superficial del material.

Las propiedades biológicas de los cementos de ionómeros de vidrio son similares a la de los cementos de fosfato de zinc.

Es una alternativa al cemento de fosfato de zinc donde no es posible obtener una retención normal. Tiene efecto anticario-génico por la producción de flúor.

C).- FOSFATO DE ZINC.

El cemento de fosfato de zinc ha sido empleado para cubrir superficies porosas desde hace más de cincuenta años.

El principal componente es el polvo de óxido de zinc adicionado con de dos a diez por ciento de óxido de magnesio. El líquido es una solución acuosa de cuarenta y cinco a sesenta por ciento de ácido fosfórico.

Algunos cementos de fosfato de zinc adicionados con fluoruros son utilizados para la cementación de bandas ortodónticas.

La reacción entre positiva, los iones de zinc y negativa, el cemento de fosfato resulta muy frágil, pero tiene relativamente alta

resistencia a la compresión

Las propiedades físicas dependen de la mezcla del líquido con el polvo.

Un gran número de cementos de fosfato de zinc con propiedades similares existen en el mercado.

El cemento de fosfato de zinc tiene una resistencia tiempo de trabajo y propiedades biológicas aceptables. Es fácil de manejar incluso cuando se maneja en grandes cantidades.

La adición de pigmentos en pequeña cantidad proporciona diferentes colores. Estos pigmentos son generalmente óxidos metálicos:

cobre-manganeso, platino, otros que se derivan del bismuto o del titanio.

Es utilizado como cemento para restauraciones tales como: In-crustaciones, coronas, prótesis fijas, etc.

Para bases intermedias:

No posee propiedades adhesivas al tejido dentario, metales o restauraciones metálicas.

Guzmán Báez. Capítulo V. Pág. 50.

D).- POLICARBOXILATOS DE ZINC.

Fue introducido como un cemento dental combinando su resistencia y sus propiedades adhesivas.

El polvo consiste en óxido de zinc con adición del diez por ciento de óxido de magnesio, el líquido es una solución acuosa de áci-

do acrílico, usualmente al treinta o cuarenta y cinco por ciento, o un ácido acrílico copolimerizable, como son ácido maléico o itacónico.

En algunos productos el polímero es deshidratado y adicionado al polvo y éste es mezclado con diez partes de agua pura.

Algunos productos tienen adicionadas cuatro a cinco por ciento de fluoruro estañoso.

La colocación está basada en una reacción compleja entre los iones de zinc positivos y los grupos de polícarboxilato negativos; resultando un enlace cruzado entre la moléculas de poliacrilatos.

El cemento de polícarboxilato tiene una menor resistencia, diferentes propiedades de fluidez, un tiempo de trabajo más corto, pero una excelente biocompatibilidad.

Es una alternativa cuando se espera que van a aparecer reacciones pulpares y la carga durante la masticación es limitada.

Las condiciones mecánicas y biológicas de este cemento son muy adecuadas para su uso clínico, altamente biocompatible y de efecto anticariogénico, no es irritante a la pulpa.

El pH del líquido es de 1.7 y el de la mezcla fresca 3 a 4.

La reacción del cemento con el material orgánico dentario produce una rápida neutralización del pH; y la molécula del políácido difícilmente puede penetrar a los túbulos dentinales debido a su alto peso molecular y gran tamaño. El pH alcanza neutralidad a las veinticuatro horas.

El cemento de policarboxilato ha cedido el paso al cemento de ionómero de vidrio.

Guzmán Báez. Capítulo V. Págs. 56,57.

CAPITULO IV.

ACONDICIONADORES DE ESMALTE Y DENTINA.

El uso de soluciones ácidas aplicadas sobre el esmalte durante un periodo controlado, permite efectuar una desmineralización de extensión limitada que crea microporos en la superficie y hasta cierta profundidad del esmalte.

Buonocore, desde 1955 investigó sobre la acción de los distintos ácidos, (por ejemplo ácido fosfórico al 85%, ácido cítrico y otros) sobre dientes de animales vacunos, para observar en que forma la aplicación del ácido podía mejorar la adaptación marginal y adhesión de las resinas acrílicas.

Otros autores trabajaron con ácidos y resinas para producir una mayor afinidad del esmalte a las sustancias adhesivas que se aplican en su superficie, como Lee y col. (1969), Lee y Swartz (1970), Albert y Grenoble (1971), Gwinnett y Relief (1972). Este último midió prolongaciones de la resina hasta de 50 micrones de longitud, que se proyectaban dentro del esmalte.

Relief afirmó que el grabado ácido, aumenta además, la humectancia y la energía superficial del esmalte.

Una vez aplicado el ácido, lavado y secado, el esmalte pierde su brillo natural y aparece un aspecto blanco opaco, tipo tiza. Esta técnica se ha popularizado y ha demostrado ser eficaz y segura, modifica el sustrato dentario y lo hace apto para la adhesión.

Silverstone para grabar el esmalte se utiliza una solución de áci-

do fosfórico al treinta por ciento aplicada sobre éste durante sesenta segundos y produce una pérdida superficial de diez micrones y penetra hasta una profundidad de veinte micrones.

Clasifican el grabado ácido en tres patrones:

Patrón I efecto desmineralizante con remoción de sales de calcio, principalmente en el centro de cada prisma dejando intacta la periferia.

Patrón II. El efecto ácido prefiere los contornos del prisma adamantino.

Patrón III. Efecto combinado de los dos anteriores.

Si el esmalte fue tratado con aplicaciones tópicas de flúor, manifiesta gran insolubilidad y mayor resistencia al ataque ácido, en éstos casos se aumento el tiempo de grabado.

Se ha intentado aplicar otros ácidos tales como el ácido etileno diamino tetra acético, el ácido cítrico al cincuenta por ciento, el ácido fórmico, pero el ácido fosfórico al treinta por ciento ha demostrado superioridad e inocuidad cuando se le usa en forma correcta.

Se deben tomar precauciones, para que el ácido no este en contacto con los tejidos sanos, con los tejidos blandos gingivales, con los labios del paciente o con su rostro, con el del operador o del asistente

Este grabado se utiliza para mejorar la adaptación marginal, producir un sellado periférico y cierre hermético de la restaura-

ción, evitando así la penetración de bacterias, contaminantes o cualquier elemento que pueda estar en contacto con el diente.

Otro uso de esta técnica es la de corregir cambios de coloración, pigmentaciones o defectos de calcificación del diente.

GRABADOR DE DENTINA O PRIMER.

La dentina no debe ser tocada por la solución ácida., compuesta por una resina líquida y un iniciador (peróxido de benzoilo).

Los estudios de FARLEY y sus colaboradores desarrollan el primer para lograr adhesión, retención y sellado.

a).- Derivados del N-Fenil-Glicene y el npg-gma, propuesto por Bowen y de efecto que late al calcio.

b).- Derivados de fosfonatos, quizá los más populares.

c).- Químicamente uretano, otros se incorporan silanos.

Conviene recordar que el contenido Inorgánico de la dentina es de alrededor de setenta por ciento y el treinta por ciento restante está constituido por la matriz orgánica de la dentina, además existe un quince por ciento o más de agua en los tejidos. Debido a estas características, la acción del ácido sobre la dentina es diferente de como lo es sobre el esmalte.

La dentina es un tejido que contiene un elemento vivo como es la fibrilla de Tomes, prolongación del odontoblasto, existe siempre la posibilidad de daño a la pulpa ya que estamos aplicando una sustancia sumamente irritante, como es el ácido en las concentraciones que trabajamos.

Moon y Davenport reportan que los valores de dureza son similares con el ácido cítrico al cincuenta por ciento y con ácido fosfórico al cincuenta por ciento.

El uso de ácidos en dentina está contraindicado por las siguientes razones:

Irritación del complejo dentino-pulpar.

Ampliación del túbulo dentinal.

Aumento de su permeabilidad.

Pérdida de dureza por el ataque ácido al calcio.

El documento presentado ante la IADR por los doctores Bassiouny y Ying de la Universidad de Temple, describe la compatibilidad adhesiva de diferentes imprimadores con diferentes resinas.

Los adhesivos a base de ésteres fosforosos actúan como puente de unión a la dentina, gracias a la atracción polar negativa para aquellos y positiva para el calcio dentario.

* PRIMERS *

Agentes de unión al tejido dentario.

Unión a esmalte, dentina y cemento radicular.

Sellado y retención del material restaurador.

Clasificación de los * PRIMERS * según su composición química:

Esteres halo-fosfóricos Bis-GMA.

Esteres halo-fosfóricos HEMA.

Metacril-oxi-etil fenil fosfato.

Glutar aldehído.+

Hidroxil-etil-metacrilato: Gluma

NTG-GMA-PMDM-Bowen.

Guzmán Báez. Capítulo V. Pág. 73.

El estudio de Erick identifica mediante el uso de la sonda electrónica una capa de contaminantes superficiales sobre dentina, en todas la preparaciones cavitarias. Esta capa de restos contaminantes dentinales esta compuesta por: fragmentos de esmalte dentario, partículas dentinales, microorganismos, saliva, restos orgánicos, fluidos provenientes del túbulo dentinal.

Un estudio posterior en 1984 estudia la morfología y permeabilidad de esta pseudo membrana (smear layer) contaminante dentinal, encontrando que :

Toda preparación efectuada con fresas de carburo o diamante deja una capa de contaminantes sobre la dentina.

Esta capa reduce hasta en treinta y cinco por ciento la permeabilidad normal de la dentina.

Esta disminución se debe al taponamiento de los túbulos y no por la capa contaminante.

Disminuyendo la capacidad adhesiva de un material cementante.

Se ha hecho muchas Investigaciones en cuanto al uso de soluciones limpiadoras para remover dicha capa y favorezca la ad-

hesión deseada.

Brännström y col. Utilizaban y evaluaron el efecto de las siguientes soluciones limpiadoras:

Agua atomizada.

Solución de agua oxigenada tres por ciento, en alcohol noventa y cinco por ciento por cinco segundos.

Solución microbicida al tres por ciento de NaF por sesenta segundos.

De éstos estudios se demuestra que:

El agua atomizada o soluciones de agua oxigenada no remueven la capa de contaminantes.

La solución microbicida al tres por ciento de NaF, deja más limpia y logra la apertura de los túbulos dentinales.

Las soluciones ácidas limplan completamente pero producen la apertura y ensanchamiento de los túbulos. La diferencia de presión hidráulica intrapulpal y periférica ocasiona una mayor acumulación de fluido superficial, ésto es contraproducente al fenómeno de ADHESION.

La acción limpiadora es efectiva pero el resultado biológico es negativo. El mejor limpiador dentinal, que a su vez prepara la dentina para la unión con el ionómero de vidrio es el ácido poliacrílico al veinte por ciento.

Guzmán Báez. Capítulo V. Pág. 74.

El agua a presión de una jeringa arrastra gran cantidad de detri-

tos y polvo suelto, pero no elimina la totalidad de los restos dentarios adherentes llamados comunmente "barro dentario". Estos restos dentarios están contaminados con microorganismos que segregan toxinas y por lo tanto deben ser eliminados de las paredes cavitarias antes de obturar.

Barrancos Mooney

CAPITULO V.

MATERIALES DE RESTAURACION.

Las propiedades deseables en un material de restauración son:

Insolubles a los fluidos vocales.

Resistencia a la distorsión bajo las fuerzas masticatorias.

Adaptabilidad a las paredes de la cavidad para impedir filtraciones en el punto de unión del tejido dentario con el material restaurativo.

Coefficiente de expansión térmica similar al del diente.

Conductividad térmica baja.

A). Amalgama-mercurio.

Es uno de los materiales más usados, obteniéndose resultados altamente satisfactorios.

La amalgama dental de plata es el resultado de la mezcla de una aleación de plata con pequeñas cantidades de otros metales (aleación) con mercurio. La aleación se compone esencialmente de plata, estaño, cobre.

Se requiere que tenga cuatro propiedades:

- 1.- Resistencia
- 2.- Estabilidad dimensional
- 3.- Expansión.
- 4.- Escurrimiento.

Se clasifica en dos tipos:

Tipo I polvo

Tipo II tabletas

Y se subdividen en tres clases.

Partícula prismática.

Partícula esférica.

Partícula combinada (mezcla adicionada)

Se ha venido usando por más de un siglo. Los avances tecnológicos la han venido mejorando siendo excelente material restaurador de bajo costo.

Clasificación cronológica:

Primera generación.- fórmula atribuida al doctor G. V. Black esta fórmula se compone de plata y estaño de tres a uno.

Segunda generación.- fórmula cuaternaria: plata-estaño-cobre y zinc. Fórmula de Black modificada, ésta ha sido muy popular y a la fecha se sigue fabricando.

Tercera generación.- de fase dispersa. Se añade a la convencional (plata-estaño-cobre-zinc) una fase eutéctica plata-cobre.

Cuarta generación.- fórmula ternaria de plata-estaño y cobre.

Quinta generación.- fórmula plata-estaño y cobre adicionada de Indio.

Sexta generación.- la adición de Paladio, a los demás componentes, mejora las propiedades de la amalgama.

El mercurio debe de ser del cincuenta por ciento del compuesto, la relación limadura-mercurio deberá ser cinco a cinco, debe ser químicamente puro, sirve como medio de unión entre las parti-

culas de la aleación .

SIGNOS Y SINTOMAS DE INTOXICACION POR MERCURIO.

Alteración del pulso, temblor en las manos

Pérdida del apetito, náuseas y diarrea

Depresión, fatiga, irritabilidad

Enfermedad renal y pulmonar

Cefaleas, inflamación gingival, estomatitis

B).- RESINAS COMPUESTAS

Están integradas por tres fases:

Fase orgánica, es decir del grupo de los polímeros.

Fase de unión, que es responsable de la integración entre la fase orgánica e inorgánica.

Fase inorgánica, material de refuerzo, generalmente de vidrio.

Clasificación cronológica:

Primera generación: macropartícula.

Segunda generación: micropartícula.

Tercera generación: partículas híbridas.

Cuarta generación: refuerzo cerámico.

Quinta generación: técnica indirecta.

Clasificación por su composición polimérica:

Resinas compuestas BIS-GMA.

Resinas compuestas BIS-GMA modificadas.

Resinas compuestas de uretanos-diacrilatos.

Resinas compuestas de ciano-acrilatos.,

Clasificación por como efectúa su polimerización

I. Resinas compuestas con iniciadores y activadores químicos, polimerización química.

II.- Resinas compuestas que requieren una energía radiante: luz ultravioleta o luz visible. Resinas de foto-curado.

Numerosos estudios en la literatura tienden a examinar los efectos de las resinas compuestas, sobre la pulpa.

Estudios anteriores no consideraron el posible efecto de las bacterias sobre la reacción pulpar.

La palabra bacteria no aparece en un artículo de Langeland, fue usado en animales en estudios convencionales (expuestos al germen) y bacteria, se presentó indudablemente reacción pulpar.

Langeland también expuso dientes, intencionalmente dejó abierta la cavidad oral al medio ambiente, experimentando cambios severos en la pulpa; algo similar ocurrió a los dientes expuestos a los materiales experimentales pero eso no fue la causa directa de esta respuesta a los materiales experimentales.

Los materiales restaurativos de relleno no representan peligro al ingerirlos pero requiere de un contraste radiopaco para un diagnóstico fiel de filtración marginal y otros problemas, principalmente en resinas compuestas de relleno en posteriores (Lenfelder. 1988)

Los requerimientos más importantes para una dentadura con

resinas teniendo óptima utilidad como sigue:

Radiopaca

Propiedades mecánicas

Estabilidad dimensional

Biocompatibilidad

Utilidad

Estética

En cursos y métodos previos usados uno u otro dispersión de metales, contenido metal pesado, vidrio o componentes metálicos o soluciones de bajo peso molecular, compuestos orgánicos halogenados (Brauer, 1981).

Mezclas y otras estructuras homogéneas esparcen luces, son inherentemente susceptibles a falta de interfases entre fase y son por lo tanto susceptibles a la penetración de líquido y disolvente de los aditivos, bajo peso molecular, órgano aldeido compuesto que le da plasticidad a la resina y son susceptibles al disolvente.

Un método reportado recientemente vence éste problema con copolímeros acrílicos conteniendo grupos de dibromopropyl pendientes. (David y Causton, 1982).

No hay evidencia de mutagenicidad, para BiBr3 solo, MMA solo o combinados.

Citotoxicidad, se evaluó con células epiteliales gingivales de humano a temperatura PMMA sana.

Resinas acrílicas

Las resinas acrílicas contienen de cero a veinte por ciento w/w BiBr₃, los resultados indican que es un incremento en el índice de toxicidad tiempo-distancia, cuando se incluye en la resina BiBr₃, se incrementa en cinco por ciento el BiBr₃, no tiene efectos adicionales.

C).- Aleaciones metálicas.

En general, los metales puros no se utilizan; se usan en aleaciones de dos o más metales aprovechando así la combinación de propiedades de los elementos que las componen

Clasificación de acuerdo a sus componentes:

Binarias, Ternarias, Cuaternarias, Quinarias, etc.

Por el grado de solubilidad:

Soluciones sólidas, aleaciones eutécticas, aleaciones peritécticas, aleaciones metálicas.

Son características de las estructuras metálicas: ductilidad. Capacidad de deformación en tensión: formación de hilos.

Maleabilidad.- Capacidad de deformación en compresión: formación de láminas.

Los metales de mayor ductilidad y maleabilidad son: oro, plata, platino y cobre. ya que permiten bruñido de márgenes, desgaste y pulimento.

La condición requerida para el uso de metales en boca es la de su biocompatibilidad y la no oxidación o corrosión en el medio

oral.

El medio oral posee características que inducen a la corrosión, temperatura-humedad constante, cambio de pH, alimentos variados, muchos de los cuales contienen azufre.

Aleaciones de solución sólida, son las de mayor aplicación en odontología y sus características deben ser:

- a).- Tamaño atómico similar
- b).- Estructura espacial igual
- c).- Valencia similar

La condición principal es su biocompatibilidad. La presencia de restauraciones con metales diferentes invita a la corrosión y a la producción de corrientes galvánicas, el paciente manifiesta "sabor metálico".

Se deberán utilizar metales nobles en las restauraciones para evitar la corrosión electrolítica y galvanismo.

En aleaciones de oro, asegurar sesenta y cinco por ciento o más del metal para evitar este fenómeno.

Utilizar plata paladio cuando el paciente tenga varias amalgamas.

Metales como aluminio, cromo y titanio poseen la característica de "pasividad", al formar una capa delgada superficial de óxido que evita la corrosión.

Las aleaciones con paladio representan excelente alternativa de bajo costo para las restauraciones coladas.

D).- COMPUESTOS CERAMICOS.

En 1979 se introdujo a la odontología, un material capaz de resistir más o menos bien las fuerzas de la masticación y/o igualar correctamente la superficie y el color de las piezas dentarias.

Este material es la porcelana, que por mucho tiempo fue prácticamente olvidada por su manipulación compleja y delicada.

Ahora se usa por la importancia estética.

Composición aproximada:

Feldespato	81 %
Silice (cuarzo o pedernal)	15 %.
Caolin (arcilla)	4 %
Pigmentos metálicos	1 %

La porcelana dental posee un alto valor ante cargas compresivas, por otra parte es muy frágil a las fuerzas tensionales.

La porcelana dental reúne un gran número de propiedades que lo acercan al material ideal, se utiliza para coronas fundidas, porcelana fundida sobre metal, en restauraciones para prótesis incrustaciones en porcelana fundida, carillas estéticas.

Ventajas:

- Altamente estética
- Insolubles
- Excelentes propiedades físicas y mecánicas
- Biocompatible

Desventajas:

- Requiere elaboración meticulosa y equipo especial de laboratorio.
- La restauración terminada debe ser cementada.
- Relativo alto costo.

E).- MATERIALES DE IMPRESION

Una Impresión se define como un negativo de un diente o varios, preparaciones cavitarias, tejidos duros y blandos del maxilar, etc, ésto para realizar un vaciado en yeso, un positivo de modelo de estudio, de trabajo, de diagnóstico, un troquel individual.

Propiedades de los nuevos materiales de Impresión.

Los materiales (génesis, cuerpo ligero 012188, cuerpo pesado 020588, L.D. Cauk Division, Dentsply International) contiene poliuretano, dimetacrilato, resinas que contienen un iniciador y una amina como acelerador.

La biocompatibilidad de éstas pruebas mostraron lo siguiente:

- 1.- El LD50 probado en ratas, aumento mil miligramos sobre kilogramo de peso.
- 2.- La irritación dérmica en conejos era cero, para el corte y cero usando material de Impresión en cuatro pruebas.
- 3.- El material fotopolimerizado no fue irritante para la membrana mucosa en la prueba de irritación.
- 4.- El material no era mutagénico basado en la prueba de AMES
- 5.- El material tuvo una capacidad insignificante a causar dermatitis en prueba de sensibilización.

Las pruebas de biocompatibilidad demostraron que el material es biocompatible con respecto a su aplicación como material de impresión.

La excelente biocompatibilidad es especialmente importante, si una pequeña cantidad es tragada accidentalmente o se deja en la boca después de una impresión.

Los materiales tienen excelentes cualidades físicas mecánicas y clínicas, alarga el tiempo de trabajo, estabilidad dimensional, fortaleza, buena humedad y sería calificado como el más aproximado al ideal.

Se clasifican en plásticos. Permiten correcta y fiel reproducción de los detalles, una vez en boca en corto tiempo pasa al estado rígido o elástico, sufriendo cambios físicos de estado o reacciones químicas.

Los requisitos para un buen material deben ser:

Olor y sabor agradables.

No tóxicos o irritantes.

Buenas características de reproducción de detalles.

Estabilidad dimensional duradera.

Suficiente tiempo de trabajo y tiempo corto para el paso al estado rígido.

Compatibilidad con los yesos.

Suficiente vida útil en almacenaje

Los materiales de impresión son.

- Yesos para impresión (en desuso).
- Composición: sulfato de calcio hemihidrato con modificadores en el tiempo de fraguado (más corto) y reguladores de la expansión (baja expansión).
- Modelinas
- Son materiales termoplásticos se componen de sedas naturales, sintéticas, resinas y rellenos.
- Ceras para colados.
- Pastas zinquendlicas.
- Se componen principalmente de óxido de zinc, resinas, rellenos aceleradores, aceites esenciales (eugenio).
- Polímeros.
- Se utilizan para la técnica de toma de patrones directos.
- Hidrococoloides de Agar Agar.

Fueron los primeros materiales para impresión, elásticos, de excelentes cualidades. Es un polisacárido de la galactosa, extraído de una familia especial de algas marinas.

Hidrocolooides irreversibles o alginatos.

También de origen marino, el ácido alginico se extrae de determinado tipo de algas y se utiliza en la fórmula un alginato soluble de sodio o potasio.

Un reactor, sulfato de calcio.

Un retardador, fosfato trisódico

Tierra de diatomeas, oxido de zinc, rellenos.

Elastómeros.

Se han denominado en forma general como cauchos sintéticos, por sus propiedades elásticas. Todos son materiales sintéticos.

Por sus propiedades elásticas y excelente reproducción son los de mayor uso.

Se clasifican en:

Poliulfuros de caucho	Mercaptanos
Siliconas (polisiloxanos)	De condensación
Siliconas (polivinilsiloxano)	De adición

Poliéteres

Dentro del gran grupo de materiales de impresión elásticos, los mejores en cuanto a reproducción de finos detalles y exactitud se clasifican por su orden en:

Siliconas vinílicas

Hidrocoloides de Agar-Agar

Mercaptanos

Materiales residentes y condicionadores de tejido.

Se utilizan principalmente en el paciente desdentado total, son de naturaleza polimérica, incluyen siliconas, copolímeros, acrílicos y líquidos que contienen alcohol etílico, acetato etílico y plastificantes.

Se usan temporariamente no más de cuatro o cinco días, de lo contrario se ocasionará la pérdida de las propiedades del acondicionador, tornándose rígido, de mal aspecto y medio apto para la reproducción de microorganismos y hongos.

CAPITULO VI

CONCLUSIONES

Biocompatibilidad es una propiedad que requiere especial consideración. Las reacciones pulpares a los cementos de fosfato de zinc reportadas, como algunos problemas se atribuyeron a la acidez o PH del cemento.

El cemento de polycarboxilato es un material con buena tolerancia.

Algunos dudan de la existencia de reacciones pulpares y problemas posoperatorios con el cemento de ionómero de vidrio, material restaurador. Otros reportan sensibilidad después de cementar coronas y puentes.

Pameijer y Stanley reportan que el cemento de ionómero de vidrio aplicado sobre los dientes o en cavidades con la presión resulta una reacción pulpar comparada con el cemento de fosfato un poco excedida.

Heys no pudo confirmar esas observaciones cuando cementó en dientes de monos.

Concluyeron que la pulpa no es responsable de la aparición de la hipersensibilidad clínica posoperatoria.

Plant demostró que la reacción pulpar es similar con el ionómero de vidrio y el cemento de fosfato. Considero que hay correlación entre la reacción pulpar y la filtración de bacterias.

La microfiltración y la respuesta pulpar son menores con los materiales que cubren superficies, pero la reacción pulpar está relacionada más a la toxicidad del material.

La introducción del ionómero de vidrio se ha incrementado, pero la pregunta es la biocompatibilidad, y no parece ser aún contestada.

Los estudios clínicos controlados por periodos han demostrado la evidencia de biocompatibilidad y preguntas respecto a la eficacia y seguridad de varios materiales. Estos estudios se limitaron a tres materiales algunos muestran que el cemento de carboxilato es o puede ser comparable con el cemento de fosfato de zinc, con algunas limitaciones, con respecto a la adherencia para registrar la distancia de los puentes.

Comparando al cemento de fosfato y al ionómero de vidrio no se encontró diferencia entre los dos tipos de cementos.

Estudiaron coronas cementadas con fosfato de zinc y cemento de polycarboxilato, no hubo diferencia después de cinco años.

En la clínica norma un criterio si hay coronas flojas, caries y gingivitis, un control radiográfico indicó que disminuyeron las reacciones periapicales usando cemento de polycarboxilato. El avance en la odontología moderna, hace necesario que se estén investigando y actualizando los materiales usados en la restauración y toma de impresiones.

El profesional debe hacer su evaluación no sólo de los materiales

restauradores que va a usar, si no de las necesidades particulares, específicas, de su paciente, en forma individual, para que el plan de tratamiento sea el ideal para el paciente.

BIBLIOGRAFIA

LIBROS:

JULIO BARRANCOS MOONEY.- Opeatoria dental. Editorial Médica Panamericana, S.A. Primera edición 1988.-Tercera reimpresión julio de 1991.

HUMBERTO JOSE GUZMAN BAEZ.- Biomateriales Odontológicos de uso clínico.- cat.. editores.- primera edición septiembre de 1990.

ANGEL LASALA.- Endodoncia. Impreso por cromotlp, C.A., segunda edición 1971.

NICOLAS PARULA.- Clínica de Operatoria Dental.- Editor ODA, cuarta edición 1975.

REVISTAS.

ROBERT G. CRAIG, Ph. D., and Pamela H. Hare B.T. Properties of a new polyether urethane dimethacrylate photo inflator elastomeric Impression material. (J. Prosthet dent. 1990; 63; 16-20)

JOHN KANCA III - Pulpal studies: biocompatibility or effectiveness of marginal seal? Quintessence Int. 1990;21:775-778.

G. Oilo.- Luting cements: a review and comparison - International Dental Journal. (1991) 41, 81-88.

H.R. RAWIS, J STARR, F.H. KASTEN. et al.- Radiopaque acrylic resins containing miscible heavy-metal compounds. Dent Mater 6: 250-255 october, 1990.

HAROLD R. STANLEY - Biological evaluation of dental materials. - International Dental Journal (1992) 42.37-46.