

166



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

CITOTOXICIDAD DE LOS
CEROMEROS DIRECTOS

T E S I N A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
R E N E O L I V A R E S N A V A R R E T E

DIRECTORA: C.D. M. ESTELA LOPEZ MAGARA



MEXICO, D. F.

ENERO 2000

2740110572



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 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.

AGRADECIMIENTOS.

A mi padre: por darme todo lo necesario para desarrollarme adecuadamente, por enseñarme a querer ser mejor y por ser mi ejemplo a seguir.

A mi madre: por dedicarse de tiempo completo al bienestar de su familia, por apoyarme como nadie durante toda mi vida y principalmente por darme la vida.

A la UNAM: por aceptarme como alumno desde el bachillerato, por ser la mejor institución académica del país y por darme el orgullo de ser universitario.

A la Dra. Estela López: por apoyarme en este trabajo, dedicándome tiempo, conocimientos, correcciones, ideas y por aceptar dirigirlo. Nuevamente gracias.

Al Dr. Federico Barceló: por ser el profesor del que más he aprendido, por su sencillez y por ser la persona que más admiro en el ámbito odontológico.

A mi hermana: por su apoyo incondicional, sin su ayuda muchas cosas no hubieran sido posibles.

A mi hermano: por que siempre tuve su apoyo aunque el no lo demostrara así, se que siempre estuvo conmigo.

A Rafael: por ser mi único amigo, por ayudarme y apoyarme incondicionalmente desde el bachillerato y por aceptarme tal como soy.

A mi amiguita: por darme el último empujón, por creer en mi, por ayudarme, por revisarme este trabajo y por darme en tan poco tiempo lo que nadie me ha dado.

INTRODUCCIÓN.

El objetivo fundamental de este trabajo es la revisión bibliográfica existente de los materiales llamados "Cerómeros", en cuanto a su composición, propiedades físicas, manipulación y citotoxicidad.

En el transcurso del tiempo el cirujano dentista ha empleado diversos materiales restauradores; que han sido ampliamente estudiados y se les ha dado un uso específico, dentro de estos materiales encontramos al oro, la amalgama, las resinas convencionales, el silicato, el ionómero de vidrio, entre otros.

Aun con la evolución que han tenido los materiales de restauración nos encontramos que presentan diferentes fallas en su uso, entonces las empresas fabricantes utilizando tecnología avanzada se dan a la tarea de buscar nuevos materiales que mejoren las propiedades o eliminen las desventajas encontradas en ellos.

Como resultado de esta búsqueda surgen los denominados "Cerómeros", que al parecer cumplen con las características solicitadas para restaurar estéticamente tanto dientes anteriores como dientes posteriores, así como unas adecuadas propiedades físicas que requiere un material de obturación.

Es importante mencionar que no existe el nombre genérico para este tipo de resinas, así las casas comerciales lo llaman "polividrio", "omoceras", "cerómeros" o incluso resinas compuestas con más relleno de lo normal. En este trabajo, a este tipo de materiales, se les propone el nombre genérico de "Cerómeros" que son cerámicas optimizadas con polimeros, teniendo un porcentaje de partículas inorgánicas de alrededor del 80% en peso contenidas en una matriz de polimeros como: BIS-GMA, UDMA, TEGDMA, BIS-EMA, Polisiloxano, entre otros.,

Pareciera que estas empresas odontológicas han encontrado, teóricamente, el material idóneo que el cirujano dentista necesita, acentúan sus propiedades físicas, su estética, su manipulación, pero poco hablan del comportamiento citotóxico que puede generar el producto.

Según los estándares para que un material sea biocompatible no debe de generar respuesta del organismo, pero nos encontramos que los "cerómeros" ya sea por sus componentes o su forma de colocación tienen cierta citotoxicidad, que a su vez, es parte de la biocompatibilidad que debería tener el material.

La citotoxicidad se define como el daño que puede generar una sustancia a las células, ya sea directamente o por respuesta inmunológica.

Este trabajo pretende dar a conocer los aspectos citotóxicos de los "cerómeros", para colocar a estos en la balanza beneficio-riesgo, y así elegir libremente el material adecuado para la restauración de los dientes anteriores o posteriores.

JUSTIFICACIÓN.

Es importante conocer los materiales que utilizamos día con día, pero al buscar la información del material nos encontramos que pocas veces la podemos encontrar si el material es nuevo. Por lo tanto es necesario hacer una revisión bibliográfica de los cerómeros que abarque tanto las propiedades físicas como su respuesta biológica, reportada por los fabricantes, libros y revistas especializadas.

OBJETIVOS.

GENERAL:

- Revisión bibliográfica de artículos y libros relacionados con los materiales llamados cerómeros, tanto propiedades físicas como citotoxicidad.

ESPECÍFICOS:

- Análisis de los estudios publicados de citotoxicidad de los cerómeros o sus componentes.
- Comparación de propiedades físicas y citotóxicas de los cerómeros comerciales en cuanto a documentación científica aportada por el fabricante.

ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LAS RESINAS PARA RESTAURACIÓN.

Las resinas sintéticas fueron introducidas a finales de los años cuarentas y a principios de la década de los cincuentas, y reunieron los requisitos de materiales estéticos y duraderos en boca de forma parcial.

Para resolver las deficiencias causadas por la alta contracción de polimerizado y elevado coeficiente de expansión térmica se agregaron partículas inertes como relleno. Los primeros intentos para elaborar un material compuesto no tuvieron éxito porque las partículas de relleno que se agregaron no tenían unión química con la matriz de resina. Esto dio como resultado defectos microscópicos entre las partículas retenidas mecánicamente y la matriz de resina que lo rodeaba por lo cual existía filtración de sustancias y a la postre pigmentación de la resina, además que se perdían las partículas de relleno por falta de unión química a la matriz dando como resultado la disminución de la resistencia.

Fue hasta 1962 que Bowen desarrolla un nuevo tipo de material compuesto. La innovación fue el bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), una resina de dimetacrilato y la utilización de un silano que cubría las partículas de relleno para lograr el enlace químico con la resina.

El mejoramiento de las propiedades de la matriz y el enlace de relleno inorgánico con la matriz, produjeron un material de restauración que fue muy superior a las resinas acrílicas sin relleno.⁽¹⁾

CLASIFICACIÓN DE LOS COMPUESTOS DE BASE DE RESINA.

Hace aproximadamente cuarenta años, apareció la primer restauración con base de resina compuesta, en ese entonces sólo existía una categoría de estas resinas. Con el avance del tiempo se introdujo al mercado una gran variedad de resinas compuestas para restaurar, entonces se hizo necesaria una clasificación para enumerar las diferentes categorías que existen de resinas compuestas. Como el componente que más se ha modificado es el relleno de partículas inorgánicas, la clasificación se basa en el tamaño de las partículas de relleno. La matriz de resina casi no ha tenido modificaciones, al igual que el material de unión que se une tanto a la matriz orgánica como a la partícula inorgánica de relleno.

MATRIZ DE RESINA.

La mayor parte de los compuestos de resina usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos. El bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA), dimetacrilato de uretano (UEDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGMA) son los dimetacrilatos más comúnmente usados en los compuestos dentales.⁽¹⁾

AGENTES DE ACOPLAMIENTO.

El agente de acoplamiento más utilizado es el metecriloxipropiltrimetoxisilano. Este componente permite al acoplamiento de las partículas inorgánicas con la matriz de resina. Este agente de acoplamiento imparte propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporciona estabilidad hidrolítica para prevenir la de agua a través de la interfase relleno inorgánico-matriz de resina.⁽¹⁾

COMPUESTOS TRADICIONALES.

Se conocen también como convencionales o de macrorrelleno, esto último por el tamaño relativamente grande de sus partículas de relleno. El relleno más común de estos materiales es el cuarzo. El tamaño promedio de la partícula es de 8 a 12 micras, también puede haber partículas mayores de 50 micras. La carga del relleno es de 70 a 80 % en peso o 60 a 65 % en volumen.

Propiedades.

Porcentaje en volumen de relleno inorgánico.	60-65%.
Porcentaje en peso de relleno inorgánico.	70-80%.
Resistencia a la compresión (MPa).	250-300.
Resistencia elástica (MPa).	50-65.
Módulo elástico (GPa).	8-15.
Coefficiente de expansión térmica (10-6/°C).	25-35.
Sorción de agua (mg/cm ²).	0.5-0.7.
Número de dureza Knoop.	55.

Ventajas.

- Disminución de contracción por polimerización.
- Reducción de coeficiente de expansión térmica.
- Aumento de dureza.
- Mejor resistencia a la abrasión.

Desventajas.

- Deja superficie rugosa por desgaste abrasivo.
- El pulido es deficiente.
- Tiende a decolorar.
- Fácilmente pigmentable.⁽¹⁾

COMPUESTOS DE MICRORRELLENO.

A la matriz de resina se le agregaron partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico para resolver el problema de la rugosidad de la superficie de los compuestos. Estas partículas son de un tamaño de 0.04 a 0.4 micras aproximadamente. Estas partículas de sílice coloidal tienden a aglomerarse.

Propiedades.

Porcentaje en volumen de relleno inorgánico.	20-55%.
Porcentaje en peso de relleno inorgánico.	35-60%.
Resistencia a la compresión (MPa).	250-350.
Resistencia elástica (MPa).	30-50.
Módulo elástico (Gpa).	3-6.
Coefficiente de expansión térmica (10-6/C)	50-60.
Sorción de agua (mg/cm2).	1.4-1.7.
Número de dureza Knoop.	5-30.

Ventajas.

- Resistentes al desgaste.
- Superficie más lisa.
- Aumento de la estética.

Desventajas.

- Alto coeficiente de expansión térmico.
- Mayor sorción de agua.
- Disminución del modulo de elasticidad.
- Incidencia de fractura alrededor de las partículas de relleno.⁽¹⁾

COMPUESTOS DE PARTÍCULAS PEQUEÑAS.

Estos Compuestos se desarrollaron al tratar de obtener superficies homogéneas de compuestos de microrrelleno y mantener o mejorar las propiedades físicas de los compuestos convencionales. En estos compuestos se utilizaron partículas de menor tamaño que las utilizadas en los compuestos convencionales. El tamaño de las partículas es de 1 a 5 micras, pero la distribución del tamaño es muy amplia, lo que implica una elevada carga de relleno.

Algunos compuestos utilizan partículas de cuarzo como relleno, otros incorporan cristales que contienen metales pesados recubiertas de silano como agente de enlace entre la matriz y la partícula.

Propiedades.

Porcentaje en volumen de relleno inorgánico.	65-77%.
Porcentaje en peso de relleno inorgánico.	80-90%.
Resistencia a la compresión (MPa).	350-400.
Resistencia elástica (MPa).	75-90.
Módulo elástico (GPa).	15-20.
Coefficiente de expansión térmica (10 ⁻⁶ /°C).	19-26.
Sorción de agua (mg/cm ²).	0.5-0.6.
Número de dureza Knoop.	50-60.

Ventajas.

- Aumento de resistencia a **compresión**.
- Aumento de resistencia **elástica**.
- Aumento de dureza.
- Disminución de **coeficiente de expansión térmica**.
- Radiopacidad.⁽¹⁾

COMPUESTOS DE RESINAS HÍBRIDAS.

Se desarrollaron estas resinas con el **objetivo de obtener superficies lisas** y proporcionar un compuesto de **partículas pequeñas con las propiedades de éstas.**

En estos compuestos existen **dos tipos de partículas de relleno**, que consisten en **silice coloidal y partículas de cristales que contienen metales pesados**, constituyendo un **contenido de aproximadamente 75 a 80% en peso**. El cristal tiene un **tamaño de 0.6 a 1.0 micras**. En un compuesto típico el **75% de las partículas son menores de 1.0 micras**.

Propiedades.

Porcentaje en volumen de relleno inorgánico.	60-65%.
Porcentaje en peso de relleno inorgánico.	75-80%.
Resistencia a la compresión (MPa).	300-350.
Resistencia elástica (MPa).	70-90.
Módulo elástico (GPa).	7-12.
Coefficiente de expansión térmica (10-6/°C).	30-40.
Sorción de agua (mg/cm ²).	0.5-0.7.
Número de dureza Knoop.	50-60.

Ventajas.

- Superficies lisas.
- Buena resistencia.
- Estético.⁽¹⁾

Otros autores clasifican a los compuestos de resina, además del tamaño de la partícula de relleno inorgánico, por la consistencia de la resina compuesta. Christensen Gordon (1999), clasifica a los compuestos de resina en: resinas híbridas, resinas de microrrelleno en la cual hace dos subdivisiones: para dientes anteriores y para dientes posteriores; resinas como selladores, resinas fluidas y resinas "empacables".⁽²⁾ En esta clasificación se observa como novedad las resinas fluidas y las resinas empacables, que no difieren de las demás resinas en componentes, sino en la consistencia del material. Es así como surgen frecuentemente nuevos compuestos de resina.

Otro material nuevo que no entra en la clasificación son las resinas que contienen como relleno fosfato de calcio amorfo. Estas resinas pretenden que exista una remineralización del diente por una liberación sostenida de Ca_2 y iones PO_4 . El fosfato de calcio amorfo, es un importante intermediario en la formación de hidroxiapatita, por esto, se modifica el relleno inorgánico de las resinas compuestas. En estudios realizados por M. S. Park (1998), se observó que este material tiene una liberación sostenida de Ca_2 y PO_4 , pero sus propiedades físicas son más adecuadas como material de base, liner e inclusive como sellante.⁽⁹⁾

GENERALIDADES DE CITOTOXICIDAD.

Para que el lector tenga las bases necesarias para entender la citotoxicidad, se explicarán brevemente los conceptos más básicos de inmunología, cómo y por qué actúa.

La inmunogenicidad se define como la propiedad de una sustancia (inmunógeno) que le proporciona la capacidad de provocar una respuesta inmunitaria específica. Esta respuesta inmunitaria consiste en la elaboración de un anticuerpo, el desarrollo de inmunidad mediada por células o por los dos mecanismos.

La antigenicidad es la propiedad de una sustancia (antígeno) que le permite reaccionar con la respuesta inmunológica específica (anticuerpo, linfocito T). Las sustancias que son inmunógenas siempre son antigénicas, pero los antígenos no siempre son inmunógenos. Los haptenos son sustancias de peso molecular bajo y no son inmunógenos, a menos que se acoplen a una molécula portadora de mayor volumen para que funcione como antígeno, así un hapteno funciona como un antígeno pero no es inmunógeno.

Los antígenos pueden clasificarse en dos tipos: exógenos y endógenos. Los antígenos exógenos son los que se presentan al huésped desde el exterior en forma de microorganismos, polen, medicamentos o contaminantes. Los antígenos endógenos son los que se descubren dentro de un individuo e incluyen lo siguiente: antígenos xenógenos, autólogos e idiotípicos, o alogénicos.

Una sustancia se califica de inmunógena cuando es genéticamente extraña al huésped. En circunstancias ordinarias el sistema inmunitario discrimina entre "propio" (self) y "extraño" (nonself). Sin embargo, no todas las sustancias extrañas pueden provocar una respuesta inmune.

Para que una sustancia sea inmunógena debe de tener pesos moleculares mayores de 10000, aunque algunas moléculas menores como la insulina (5000), y el glucagón (4600), funcionan como inmunógenos, la respuesta inmunitaria es mínima en la mayor parte de los huéspedes; estas sustancias funcionan como haptenos después de combinarse con proteínas tisulares. Los haptenos pueden provocar una respuesta inmunitaria intensa si se acoplan a una proteína portadora de volumen adecuado (mayor de 10000).

La mayor parte de grupos de química orgánica, con excepción de los lípidos puros, pueden ser inmunógenos.

Para que se dé una respuesta de tipo citotóxica el mecanismo inmunopatológico humoral requiere la participación de tres componentes de la respuesta inmunológica, dos de ellos con características bastante especiales: 1) el anticuerpo debe de ser de la variedad fijadora de complemento, 2) el antígeno debe de estar fijado en la membrana celular, ya sea porque pertenece a ella o porque se combina irreversiblemente con alguno de sus componentes intrínsecos, y 3) debe de estar presente el sistema del complemento.

Así cuando las células tienen en su membrana el antígeno correspondiente, las células experimentan cambios rápidos tanto en su morfología como en su comportamiento, se observa una acelerada retracción citoplasmática y tumefacción mitocondrial.

Poco después de esto aparecen vesículas citoplasmáticas claras que aumentan de tamaño y se fusionan unas con otras; toda la célula se vuelve tumefacta y el citoplasma parece vacío, mientras que los organelos se agrupan alrededor del núcleo, por último el propio núcleo disminuye de tamaño, la membrana nuclear aparece engrosada y plegada, y los nucleolos se toman más pequeños y menos aparentes; el volumen final del núcleo es aproximadamente la mitad del tamaño inicial.

La tumefacción celular es la consecuencia de un ingreso repentino de agua en el citoplasma. La serie de acontecimientos en el efecto citolítico es la siguiente: 1) pérdida de regulación catiónica; 2) entrada en exceso de H₂O en la célula; 3) tumefacción celular, y 4) pérdida de macromoléculas intracelulares.

Existen varios caminos para que el antígeno active la respuesta inmunitaria, así un antígeno soluble, cuando está combinado con su anticuerpo específico, causará precipitación, en la cual complejos de antígeno-anticuerpo forman agregados voluminosos insolubles. Si los mismos antígenos se unen natural o artificialmente, a materia en partículas formaran agregados o acúmulos. Este proceso se denomina de aglutinación. Si se añaden células fagocíticas como leucocitos polimorfonucleares, puede producirse aprisionamiento o fagocitosis de las partículas de antígeno sensibilizado. El complemento puede no participar en esta reacción; sin embargo, si el anticuerpo interactúa con un antígeno unido a la célula para iniciar toda la cascada del complemento, entonces puede tener lugar la citotoxicidad (muerte y lisis celular)⁽⁴⁾.

Para la valoración biológica de los productos sanitarios, se tienen que tener en cuenta tanto la composición de los materiales como el tipo y duración del contacto directo.

Un procedimiento de acuerdo con estos principios se describe en ISO 10993 "Evaluación biológicas de productos sanitarios". La liberación de sustancias solubles representa un posible riesgo. De acuerdo con ISO 10993 e ISO/DIS 7405, se debería prestar atención a los siguientes efectos biológicos:

- Citotoxicidad.
- Sensibilización.
- Irritación.
- Genotoxicidad.
- Toxicidad subcrónica.

La citotoxicidad se define como el daño que se pueda causar a una o varias células. La citotoxicidad entra en el campo de la biocompatibilidad que quiere decir armonía con la vida y que no tiene efectos tóxicos o dañinos sobre las funciones biológicas.

Según estos criterios, los requisitos para biocompatibilidad de los materiales dentales incluyen:

- No ser peligrosos para la pulpa y los tejidos blandos.
- No contener sustancias tóxicas difusibles que puedan ser liberadas y absorbidas en el torrente circulatorio y causar respuesta tóxica generalizada.
- Estar libres de potenciales sensibilizantes que puedan causar respuestas alérgicas.
- No tener potencial carcinogénico.

Es importante entonces utilizar materiales biocompatibles también llamados biomateriales. Biomaterial puede definirse como cualquier sustancia, que pueda usarse por cualquier periodo como parte de un sistema de tratamiento, aumento o reemplazo de cualquier tejido, órgano o función del cuerpo.⁽¹⁾

PRUEBAS PARA LA EVALUACIÓN DE BIOCOMPATIBILIDAD.

El propósito de las pruebas de biocompatibilidad es eliminar cualquier posible material o elemento presente en éstos que pueda causar daño a tejidos o células. Estas pruebas se hacen en células, animales y humanos, respetando siempre ese orden. Se clasifican en tres grupos:

Grupo I : Pruebas primarias. Las pruebas primarias consisten en evaluación de citotoxicidad en las cuales los materiales dentales, en estado fresco o curados se colocan directo en las células de cultivo de tejidos o en las membranas que recubren la células del cultivo de tejidos que reaccionan a los efectos de los componentes o productos que se filtran por las barreras.

Prueba de genotoxicidad. Se han utilizado células de mamíferos, no mamíferos, bacterias, levaduras u hongos para determinar si las mutaciones genéticas, cambios en la estructura cromosómica o del ácido son causadas por los materiales probados (AAMI Standards, 1994).

Es importante entonces utilizar materiales biocompatibles también llamados biomateriales. Biomaterial puede definirse como cualquier sustancia, que pueda usarse por cualquier período como parte de un sistema de tratamiento, aumento o reemplazo de cualquier tejido, órgano o función del cuerpo.⁽¹⁾

PRUEBAS PARA LA EVALUACIÓN DE BIOCMPATIBILIDAD.

El propósito de las pruebas de biocompatibilidad es eliminar cualquier posible material o elemento presente en éstos que pueda causar daño a tejidos o células. Estas pruebas se hacen en células, animales y humanos, respetando siempre ese orden. Se clasifican en tres grupos:

Grupo I : Pruebas primarias. Las pruebas primarias consisten en evaluación de citotoxicidad en las cuales los materiales dentales, en estado fresco o curados se colocan directo en las células de cultivo de tejidos o en las membranas que recubren la células del cultivo de tejidos que reaccionan a los efectos de los componentes o productos que se filtran por las barreras.

Prueba de genotoxicidad. Se han utilizado células de mamíferos, no mamíferos, bacterias, levaduras u hongos para determinar si las mutaciones genéticas, cambios en la estructura cromosómica o del ácido son causadas por los materiales probados (AAMI Standards, 1994).

Grupo II : Pruebas secundarias. En estas pruebas, el producto es evaluado en busca de su posibilidad para crear toxicidad sistémica, por inhalación, irritación o sensibilización de la piel, y por respuestas de implantación.

Grupo III : Pruebas para uso preclínico. Un producto puede ser aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) DE Estados Unidos después de una serie de pruebas primarias y secundarias sobre la base de que el producto no fue nocivo para el hombre. Sin embargo, en los materiales dentales, los fabricantes tiene hasta siete años para comprobar la eficacia del producto después que ha salido al mercado con la aprobación de la FDA.⁽¹⁾

CLASIFICACIÓN DE COOMBS Y GELL.

Existen muchas maneras diferentes en que la respuesta inmunológica puede causar lesión celular y de los tejidos. La necesidad de una clasificación de dichos mecanismos se percibió en muchos medios hasta que en 1963 Coombs y Gell propusieron una clasificación.

Esta clasificación está basada en las circunstancias de la reacción inicial del alérgeno o antígeno y el anticuerpo o las células directamente modificadas.

Grupo II : Pruebas secundarias. En estas pruebas, el producto es evaluado en busca de su posibilidad para crear toxicidad sistémica, por inhalación, irritación o sensibilización de la piel, y por respuestas de implantación.

Grupo III : Pruebas para uso preclínico. Un producto puede ser aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) DE Estados Unidos después de una serie de pruebas primarias y secundarias sobre la base de que el producto no fue nocivo para el hombre. Sin embargo, en los materiales dentales, los fabricantes tiene hasta siete años para comprobar la eficacia del producto después que ha salido al mercado con la aprobación de la FDA.⁽¹⁾

CLASIFICACIÓN DE COOMBS Y GELL.

Existen muchas maneras diferentes en que la respuesta inmunológica puede causar lesión celular y de los tejidos. La necesidad de una clasificación de dichos mecanismos se percibió en muchos medios hasta que en 1963 Coombs y Gell propusieron una clasificación.

Esta clasificación está basada en las circunstancias de la reacción inicial del alérgeno o antígeno y el anticuerpo o las células directamente modificadas.

La clasificación de Coombs y Gell dividió las reacciones en cuatro tipos:

Reacción de tipo I.

(Anafiláctica, dependiente de reagentes). Este tipo de reacción es iniciada por un alérgeno o antígeno que reacciona con células de los tejidos (basófilos y mastocitos) sensibilizadas en forma pasiva (alergizadas) por anticuerpo producido en otra parte.

Reacción de tipo II.

(Citotóxica o estimulante celular). Esta reacción es iniciada por el anticuerpo que reacciona con: 1) un componente antigénico de una célula o tejido, o 2) un antígeno o hapteno que se ha asociado íntimamente con éstos; entonces puede ocurrir la lesión en presencia de complemento o de ciertos tipos de células mononucleares.

Reacción de tipo III.

(Lesión causada por complejos antígeno- anticuerpo). Este tipo de reacción es iniciada cuando el antígeno reacciona en el espacio intercelular con un anticuerpo potencialmente precipitante, formando microprecipitados en los vasos pequeños y alrededor de ellos (lo que provoca lesión secundaria de las células), o haciéndolo en las membranas o interfiriendo en la función de éstas.

Reacción de tipo IV.

(Retardada, de tipo tuberculínico, mediada por células). Esta reacción es iniciada por la reacción de linfocitos activamente alergizados, probablemente de la población T, que responden específicamente al alérgeno con la liberación de linfocinas o el desarrollo de citotoxicidad sin la participación de anticuerpo libre.⁽⁵⁾

CERÓMEROS.

GENERALIDADES.

En los últimos años las opciones para restauraciones posteriores directas se han visto grandemente incrementadas, tanto que Phillip Hudson, en una columna de la revista de la ADA, menciona que la amalgama, restauración posterior por excelencia, ha disminuido su uso de un 85% en 1988 a un 58% en 1997⁽⁶⁾, incrementándose en gran medida la utilización de los compuestos de resina en restauraciones posteriores. Así han nacido unos sistemas modernos de polímeros con rellenos cerámicos, que según los fabricantes presentan propiedades intermedias entre cerámicas y las resinas compuestas. Es de suma importancia decir que el nombre genérico de estos materiales cada fabricante lo maneja de forma distinta, así encontraremos que se les nombra como "polividrios", "ormoceras", "cerómeros" o simplemente resinas compuestas con más relleno de lo normal. El nombre genérico propuesto en este trabajo es el de "cerómero" (Cerámicas Optimizadas con Polímeros).⁽⁷⁾

Estos materiales han mostrado una mayor translucidez para mejorar la profundidad y calidad de la polimerización, rugosidad de superficie similar al diente natural, alta radiopacidad, colores naturales para armonizar con los dientes adyacentes, propiedades físicas mejoradas y una más fácil manipulación. Se ha comprobado también un excepcional comportamiento frente a la abrasión, similar al esmalte, además de aportar la liberación de flúor.⁽⁸⁾

CERÓMEROS.

GENERALIDADES.

En los últimos años las opciones para restauraciones posteriores directas se han visto grandemente incrementadas, tanto que Phillip Hudson, en una columna de la revista de la ADA, menciona que la amalgama, restauración posterior por excelencia, ha disminuido su uso de un 85% en 1988 a un 58% en 1997⁽⁶⁾, incrementándose en gran medida la utilización de los compuestos de resina en restauraciones posteriores. Así han nacido unos sistemas modernos de polímeros con rellenos cerámicos, que según los fabricantes presentan propiedades intermedias entre cerámicas y las resinas compuestas. Es de suma importancia decir que el nombre genérico de estos materiales cada fabricante lo maneja de forma distinta, así encontraremos que se les nombra como "polividrios", "omoceras", "cerómeros" o simplemente resinas compuestas con más relleno de lo normal. El nombre genérico propuesto en este trabajo es el de "cerómero" (Cerámicas Optimizadas con Polímeros).⁽⁷⁾

Estos materiales han mostrado una mayor translucidez para mejorar la profundidad y calidad de la polimerización, rugosidad de superficie similar al diente natural, alta radiopacidad, colores naturales para armonizar con los dientes adyacentes, propiedades físicas mejoradas y una más fácil manipulación. Se ha comprobado también un excepcional comportamiento frente a la abrasión, similar al esmalte, además de aportar la liberación de flúor.⁽⁸⁾

El alto contenido de relleno hace que el desgaste se minimice y mejore la durabilidad y una adecuada radiopacidad que permita diferenciar el composite de la estructura dental.

Estos materiales compuestos, tecnológicamente avanzados, utilizan combinaciones de rellenos cerámicos (óxidos metálicos) que proporcionan unas propiedades únicas de manejo, desgaste y estética. Los rellenos están cargados tridimensionalmente en una matriz polimérica.⁽⁶⁾

Los fabricantes se han esforzado por conseguir una consistencia densa que esté altamente cargada de relleno y, simultáneamente, moldeable. La incorporación del silicato estratificado orgánicamente como modificador reológico en estos materiales proporciona un alto contenido en relleno sin comprometer las características de envasado y manipulación.⁽⁷⁾

Indicaciones.

- Obturaciones directas en dientes anteriores.
- Obturaciones directas en dientes posteriores.

Composición.

La composición de estos productos depende directamente del fabricante, encontrando generalmente alrededor del 80% en peso de partículas inorgánicas.

Según Ivoclar-Vivadent, su producto, Tetric Ceram; reporta la siguiente composición standard:

	(% en peso).
Bis -GMA	8.3
Dimetacrilato de uretano (UDMA)	7.6
Dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA)	4.3

Los tres monómeros son bifuncionales y contienen dos uniones dobles polimerizables, por estas características, la mayoría de las moléculas de monómero se integran en dos redes de polímeros durante la polimerización.⁽⁹⁾

Entre las partículas de relleno encontramos:

Reellenos	% en peso	Tamaño principal de partículas (micras)	Función
Vidrio de bario silanizado.	50.6	1.0	Comportamiento de abrasión, radiopacidad, propiedades ópticas.
Vidrio de silicato de flúor Bario-Aluminio.	5.0	1.0	Comportamiento de abrasión, radiopacidad, liberación de fluoruros.
Oxidos mixtos esferoidales silanizados.	5.0	0.2	Translucidez..
Dióxido de silicio altamente disperso silanizado.	1.0	0.04	Consistencia.
Trifluoruro de Iturbio.	17.0	0.24	Radiopacidad, liberación de fluoruros.

Propiedades físicas

Resistencia a la torsión.	130 N/mm ²
Modulo de plasticidad.	9400 N/mm ²
Absorción de agua.	21.5 ug/mm ²
Solubilidad en agua.	1.0 ug/mm ²
Radiopacidad.	400 % Al
Profundidad de polimerización.	> 4.5 mm
Resistencia a la presión.	230 N/mm ²
Dureza Vickers HV0.5/30	600 N/mm ²
Transparencia.	9-16 %
Densidad.	2.25 g/cm ²

Dentro de las novedades de este material nos encontramos a un modificador reológico, el silicato laminado, que tiene la forma de plaquetas aglomeradas y forman una red estructural tridimensional ya que se ha colocado el material listo para polimerizar. Esta red es la responsable de las propiedades de fluidez, ya que las láminas individuales resbalan unas con otras sin que se destruya la estructura formada.

Otro factor importante es la liberación de fluoruros, nos dice el fabricante que este producto cuenta con YbF₃ (trifluoruro de iterbio), que ha demostrado la liberación de iones de fluoruro, aunque es limitada, es significativamente absorbida por la estructura dental adyacente a la restauración. En cuanto a las propiedades ópticas, este material alcanza un alto grado de translucidez gracias a la incorporación de cuatro tipos de rellenos coordinados de diferente tamaño, además del reemplazo parcial del silicio altamente disperso por óxidos mixtos esferoidales.⁽⁹⁾

Otro producto comercial son las "Ormocerams" de la casa Degussa-Hüls, que dispone de una nueva base de polímeros para los materiales de relleno, con ella resulta posible una nueva configuración de la matriz, al utilizarse por vez primera polímeros mixtos orgánico-inorgánicos.

Estos materiales, los define el fabricante como: polímeros híbridos inorgánico-orgánicos, y los caracteriza una red de siloxano, que ha sido modificada de forma selectiva con la incorporación de grupos orgánicos.

El nombre comercial del producto es de "Definite", y según el fabricante se compone de:

Componente.	% en peso.	Tamaño medio de partícula (micras).	Función.
Vidrio de bario.	68.1	1.0	Resistencia mecánica, abrasión, radiopacidad, pulido.
Aerosiles.	5.1	< 0.1	Manipulación, relleno.
Apatita modificada.	3.0	1.5	Liberación y captación de fluoruro, tampón ácido.
Pigmentos, iniciadores.	0.8	n.a.	Color dental, comportamiento de la

			polimerización.
Matriz de ormocera (Polisiloxanos, dimetacrilatos).	23.0	n.a.	Biocompatibilidad, encogimiento, manipulación, abrasión.

La matriz de "ormocera" contiene además dimetacrilatos como componentes secundarios para la manipulación, no especificados por el fabricante, estas moléculas, se supone, forman una mezcla homogénea con las partículas de polisiloxano.

La innovación de este producto, es la incorporación de una nueva matriz que forma una red inorgánica de moléculas. La matriz es multifuncional en contraposición a los metacrilatos disfuncionales utilizados hasta ahora. La red inorgánica-orgánica se forma mediante la fotopolimerización y por sus cualidades se puede clasificar entre los clásicos silicatos inorgánicos reticulados, y por otra parte como, polímero orgánico. Las principales ventajas reportadas por el fabricante son la biocompatibilidad mejorada y la reducción de la contracción producida por la polimerización.⁽¹⁰⁾

Propiedades físicas

Resistencia a la flexión	128 N/mm ²
Módulo de elasticidad	7300 N/mm ²
Absorción de agua	10.4 ug/mm ²
Solubilidad en agua	<0.5 ug/mm ²
Opacidad a los rayos x	190 % Al
Profundidad de endurecimiento	>4.5 mm
Resistencia a la compresión	400 N/mm ²
Dureza Vickers (5N)	80
Encogimiento por polimerización.	1.88 Vol%

Otro nuevo material con las características mencionadas de los "Cerómeros" es el EXI-119 (actualmente Z-250) de la casa comercial 3M. Esta empresa lo anuncia como un material restaurador foto-activado, radiopaco, que puede ser utilizado tanto en la zona anterior como en la zona posterior. Contiene rellenos de zirconia/silice. Este sistema fue modificado para producir un menor encogimiento por polimerización, según dice el fabricante, adicionado a este beneficio se encuentra que también disminuye el tiempo de exposición a la fotopolimerización. Entre las principales ventajas señaladas por el fabricante encontramos un corto tiempo de polimerización, 20 segundos por porción de 2.5mm; muy bajo volumen de contracción, alta resistencia a la fractura y muy bajo módulo flexural.⁽¹¹⁾

La composición que reporta el fabricante es la siguiente:

Componente.	% en peso.
Silice	55-65
Óxido de zirconia	15-25
Óxido de aluminio	0.5-1.5
Silano	2-6
Bis-GMA	3-8
UDMA	3-8
Bis-EMA	2-6
TEGDMA	0.4-1.2

Las propiedades físicas que reporta la casa comercial son las siguientes:

Viscosidad.	350000
Promedio de tamaño de partícula.	0.62 micras.
Tiempo de polimerización.	20 sec.
Resistencia compresiva.	411.3 MPa.
Resistencia flexural.	152 MPa.
Resistencia de tensión diametral.	84.42 MPa.
Módulo flexural.	11190.3 MPa.
% de contracción volumétrica.	2.22 watts.
Contracción.	1442.5
Resistencia a la fractura húmeda.	1.51 (K1c)
Profundidad de incrementos.	2.5 mm
Coefficiente de desgaste in-vitro.	3.64 (coeficiente/ciclo)
Número de tonalidades.	15

En el mercado se encuentra otro producto con características, según el fabricante, perfectas para obturaciones directas en dientes posteriores. Este material es llamado poli-vidrio por la casa Heraeus Kulzer, y su nombre comercial es "Solitaire". El fabricante no proporcionó su documentación científica, por lo tanto solo se hará una breve revisión de sus componentes y propiedades físicas.

El material contiene, según el fabricante, componentes reactivos superreticulados, ácido silícico reológicamente activo, vidrio de Ba-Al-Si granulado superfino de 0.7 micras a 2 micras. "Solitaire" ofrece: consistencia firme, manejo similar a la amalgama, contracción mínima debido a la estructura especial del relleno, integridad marginal de alta duración, resistencia a la abrasión similar a la del esmalte, soporte de altas cargas de masticación debido a su nueva matriz con propiedades viscoso elásticas, liberación de fluoruros y radiopacidad.⁽¹²⁾

Manipulación.

Una vez retirado el tejido carioso y hecha la preparación a forma de conveniencia es necesario hacer un aislamiento total, lo cual evitará cualquier contaminación tanto microbiana como de líquidos. Si en la preparación se hace comunicación pulpar, se puede aplicar el agente adhesivo de forma directa, esto lo comprobaron Heitmann y Unterbrink en un estudio piloto, empleando agentes adhesivos para tratamientos de recubrimiento pulpar directo.⁽¹³⁾ Otros estudios han confirmado la capacidad cicatrizante de la pulpa dental, siempre y cuando se consiga y mantenga el sellado y la eliminación de irritantes bacterianos.⁽⁷⁾

En el mercado se encuentra otro producto con características, según el fabricante, perfectas para obturaciones directas en dientes posteriores. Este material es llamado poli-vidrio por la casa Heraeus Kulzer, y su nombre comercial es "Solitaire". El fabricante no proporcionó su documentación científica, por lo tanto solo se hará una breve revisión de sus componentes y propiedades físicas.

El material contiene, según el fabricante, componentes reactivos superreticulados, ácido silícico reológicamente activo, vidrio de Ba-Al-Si granulado superfino de 0.7 micras a 2 micras. "Solitaire" ofrece: consistencia firme, manejo similar a la amalgama, contracción mínima debido a la estructura especial del relleno, integridad marginal de alta duración, resistencia a la abrasión similar a la del esmalte, soporte de altas cargas de masticación debido a su nueva matriz con propiedades viscoso elásticas, liberación de fluoruros y radiopacidad.⁽¹²⁾

Manipulación.

Una vez retirado el tejido carioso y hecha la preparación a forma de conveniencia es necesario hacer un aislamiento total, lo cual evitará cualquier contaminación tanto microbiana como de líquidos. Si en la preparación se hace comunicación pulpar, se puede aplicar el agente adhesivo de forma directa, esto lo comprobaron Heitmann y Unterbrink en un estudio piloto, empleando agentes adhesivos para tratamientos de recubrimiento pulpar directo.⁽¹³⁾ Otros estudios han confirmado la capacidad cicatrizante de la pulpa dental, siempre y cuando se consiga y mantenga el sellado y la eliminación de irritantes bacterianos.⁽⁷⁾

La casa comercial Degussa Hüls se inclina más por la protección pulpar con un liner ionómero de vidrio aunque no se produzca una exposición pulpar, al igual que la casa 3M, solo que esta recomienda una base de ionómero de vidrio.

Una vez conformada la cavidad se procede a la profilaxis del diente a restaurar, esta se debe de hacer con productos que no contengan fluoruros ni aceites en sus componentes, esto es con el objeto de producir valores más altos en la adhesión.

El desinfectado de la cavidad se puede lograr con una amplia gama de productos, pero se ha visto que la clorhexidina al 2% logra una muy buena desinfección. En caso de ser una cavidad clase II es indispensable la utilización de una matriz metálica y cuñas de madera, en cavidades clase III, IV y V es posible la utilización de bandas de celuloide o coronas transparentes que nos ayuden a la anatomía de la restauración.

El grabado ácido se logra con ácido fosfórico, que proporciona el fabricante, variando DEL 10 al 37% de este, según cada fabricante. Se aplica con pinceles, generalmente por un período de 15 segundos, en toda la cavidad logrando así un grabado total. Se enjuaga con abundante agua y se seca con pequeñas torundas de algodón o esponjas que proporciona el fabricante.

Los nuevos sistemas adhesivos (hidrofilicos) necesitan una humedad relativa, además que si se seca completamente se rompe el equilibrio hídrico de la dentina manifestándose como dolor postoperatorio. El adhesivo se aplica con pincel en una sola capa por toda la cavidad, posteriormente se procede a polimerizar el adhesivo con una lámpara de luz halógena por 40 segundos aproximadamente (dependiendo del fabricante).

La colocación del "cerómero" se hace de acuerdo a la forma de la cavidad y la profundidad de la misma, eligiendo colores opacos (tono dentina) para el fondo de las cavidades profundas y colores translucidos para las zonas más superficiales de la cavidad, algunos autores llaman a esto reconstrucción por estratificación. El material se colocará en capas de 2mm (2.5mm según el producto de la casa 3M) adaptándolo a las paredes cavitarias para su polimerización, que va de 20 a 40 segundos por capa con luz halógena. Es importante que la guía de la lámpara esté lo más cercano posible al material restaurador, ya que así se logrará una mejor polimerización.

Existen en el mercado productos a base de glicerina que impiden la formación de la capa de inhibición por oxígeno, este material se coloca en la última capa que se polimerizará.

El acabado y pulido se hace con piedras montadas de abrasivos que van de mayor a menor dureza, se cuenta también con un sistema de tiras y discos abrasivos, que identificados por colores van de mayor a menor dureza. En últimas fechas han salido al mercado unos cepillos especiales de pulido, que contienen partículas abrasivas en sus cerdas, estos cepillos se pueden conseguir en diferentes formas, de acuerdo al área a pulir. Es importante señalar que los sistemas aquí mencionados trabajan a baja velocidad.

CITOTOXICIDAD DE LOS CEROMEROS DIRECTOS.

(REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA RECIENTE).

La biocompatibilidad de los materiales dentales es un factor de mucha importancia actual para los dentistas, pacientes, los servicios públicos de salud, fabricantes, etc. A pesar de este interés los resultados de las investigaciones son todavía contradictorios, algunos experimentan en células, otros en animales, algunos con componentes de las resinas, principalmente monómeros, otros con las resinas compuestas, es decir, la matriz orgánica y las partículas de relleno, en todos los casos los resultados son diversos y solo queda tener un criterio muy amplio para aceptar o negar la información resultante de las investigaciones.

Primero se observaran los datos aportados por las casas comerciales en cuanto a citotoxicidad y después se trataran los artículos de revistas especializadas relacionados con la citotoxicidad de los cerómeros directos.

En los datos toxicológicos aportados por la casa Ivoclar Vivadent para el producto "Tetric ceram" encontramos: en una prueba de contacto celular directo con "Tetric ceram" se observo que el material muestra un potencial citotóxico de limitado a moderado, que es menos pronunciado o comparable con los de los productos estándar. No tiene ningún efecto sensibilizante, ni irritante; no muestra alteración mutagénica y dice que no es necesaria la prueba de toxicidad subcrónica.⁽⁹⁾

La casa Degussa- Hüls aporta datos muy completos en cuanto a cualidades biológicas de su producto "Definite". En la Universidad de Leipzig, se hizo el estudio de la determinación de componentes de la matriz de diferentes materiales con base de polímeros, en él los objetos de estudio se sumergieron, ya polimerizados, en 25 ml de agua desmineralizada y almacenados por 11 semanas a 37°C. El extracto se analizó con ayuda de la espectrometría de masas de ionización a presión atmosférica. Con "Definite" no se pudo detectar ninguna liberación de componentes de la matriz que contuvieran metacrilato, después de 77 días de observación.

En ASTA Medica AG, Instituto para toxicología industrial, se investigó sobre la toxicidad celular de diversos materiales a base de polímeros. El estudio se hizo en fibroblastos Balbac 3T3, puestos en una preparación de elución: 2 g de polvo del material a investigar, completados hasta 10 ml, almacenados a 37° C durante 24 horas. Se encontró que el potencial de riesgo citotoxicológico de "Definite" es reducido en comparación con los compuestos habituales.

En el Medical College of Georgia, School of Dentistry, se investigó sobre la determinación de la toxicidad de diferentes materiales a base de resina en contacto celular directo. El estudio se realizó en fibroblastos de ratón, inmersos en saliva artificial con la muestra del producto durante 48 horas. Las muestras antes de ponerse en contacto con los fibroblastos son almacenadas en saliva artificial durante 0,7 y 14 días. Los resultados muestran que "Definite" tendrá un potencial de riesgo citotoxicológico reducido en comparación con los compuestos habituales.

Otros estudios realizados a "Definite" indican que no se detecta ninguna actividad irritativa, es bien tolerado, después de implantación intramuscular, durante un periodo de 12 semanas, no posee cualidades sensibilizantes, no se observan efectos mutagénicos, ni influencia sobre tasa de aberración cromosómica.⁽¹⁰⁾

Las casas 3M y Heraeus Kulzer no proporcionan información al respecto, en lo que corresponde a comportamiento biológico de sus productos.

Es importante analizar los estudios hechos por investigadores independientes, es decir, investigadores que no son pagados por las casas comerciales, para tener una visión más amplia de los efectos citotóxicos que pueden tener los "Cerómeros" en otros estudios.

Los estudios celulares han demostrado que las resinas compuestas son peligrosas ya que tienen toxicidad significativa al contacto directo con fibroblastos (Wataha, 1994).⁽¹⁴⁾ Existe en el medio odontológico el pensamiento de que la utilización de los compuestos de resina son responsables directos de daños pulpares. Esto lo confirmo (Elbaum, 1992) al concluir en sus estudios que el uso de compuestos de resina pueden ocasionar la inflamación pulpar.⁽¹⁵⁾ Pero también es sabido que el compuesto en sí no es el responsable directo del daño pulpar, también intervienen otros factores como lo son el mal manejo del producto por parte del dentista, la predisposición del sistema inmune para actuar con dichas sustancias, entre otros. Dentro de los factores que pueden intervenir en que el material restaurador sea citotóxico esta la polimerización de dicho material, como se sabe, el actual grado de conversión de las resinas que contienen en su (matriz Bis-GMA esta entre el 60-75%(Ferrancane, 1994)⁽¹⁶⁾. La toxicidad de estos materiales se basa, en gran medida, a la incompleta polimerización de los compuestos de resina (Ferrancane, 1990).⁽¹⁷⁾ Esta conversión incompleta o falta de

polimerización hace que exista monómero residual, que en gran medida afecta a las células. Estos monómeros no polimerizados difunden a través de la dentina preparada (cortada) y son suficientes para producir un efecto biológico sobre la pulpa dental. Si sigue la liberación de los componentes no polimerizados, estos pueden intervenir sobre la función del sistema inmune local de la pulpa, reduciendo su potencial de defensa.⁽¹⁸⁾ Estudios previos han documentado la existencia de variedades de células inmunocompetentes en la pulpa dental sana, parece que algunas células tienen funciones específicas en el inmunoreconocimiento pulpar (Jontell, 1987, 1988).⁽¹⁹⁾ Otras células son esenciales para la activación apropiada de los linfocitos (Jontell y Bergenholtz, 1992).⁽²⁰⁾

Jontell, Hanks, Bratel y Bergenholtz, realizaron estudios sobre los efectos de los componentes de resina no polimerizados en la función de células accesorias derivadas de la pulpa de un incisivo de rata, para este estudio disolvieron varios componentes de la resina no polimerizada hasta que tuvo una concentración del 0.1% y agregaron a estas muestras células del bazo, linfocitos T y células accesorias pulpares. Los resultados indican que una concentración de Bis-GMA de 10.3 $\mu\text{mol/L}$ disminuía la síntesis de ADN al 50%. Estos resultados muestran que a ciertos niveles de concentración, la mayoría de los componentes de la matriz de resina inhibían la proliferación celular tanto de linfocitos T como de células del bazo y accesorias pulpares. El análisis de estos datos sugiere que los componentes extraídos de la matriz de resina no solo pueden producir efectos perjudiciales sobre las células de la pulpa, sino también pueden dañar la función de las células inmunocompetentes. Se observó además que el daño del tejido depende tanto de la concentración presente de la sustancia como el potencial citotóxico de la misma.⁽²¹⁾ Ferracane a mostrado que de 85- 100% de los componentes de la matriz de resina no polimerizados o libres se liberan durante las primeras 24 horas posteriores a la polimerización, y después se liberan muy pocas

cantidades (Ferracane, 1990)⁽²¹⁾ Estas observaciones sugieren que el riesgo más alto para la toxicidad sería inmediatamente después de la colocación del material obturador.

Un estudio hecho en la Facultad de Odontología de Marsella experimento en cuarenta dientes recién extraídos y en cuarenta dientes cryopreservados, se prepararon cavidades clase I y se obturaron con compuestos de resina, se simuló presión pulsátil controlada, y se cultivaron fibroblastos L 929 para pruebas de citotoxicidad. Según este estudio la citotoxicidad fue relacionada a la permeabilidad de la dentina (túbulos dentinarios). Existía un efecto citotóxico mayor cuando el conducto hidráulico era más grande⁽²²⁾ Este hecho lo comprobó Wataha (Wataha, 1994) y recomendó el cálculo de la difusión de la dentina antes de la evaluación de citotoxicidad, ya que la permeabilidad de la dentina varía extensamente de un diente a otro.⁽²³⁾ Se sabe que el transporte de los componentes de la matriz de resina ocurre por difusión.

Otro estudio por la Universidad de Viena investigó los efectos citotóxicos de los compuestos a base de resina o polímeros, en este estudio se tomaron muestras de diversos materiales como resinas compuestas, adhesivos dentinarios, compomeros y cementos, a estas muestras se les añadieron cultivos celulares de fibroblastos L 929 y se preincubaron por 1, 2 o 7 días y por 6 semanas bajo condiciones de cultivos celulares. Los resultados señalan que todos los materiales recién preparados y colocados eran citotóxicos. Estos efectos disminuyeron después de diferentes periodos de preincubación y no fueron significativos después de 6 semanas. Se ha demostrado que los monómeros son los que se liberan de las resinas compuestas, y esta liberación ocurre durante el periodo de colocación o cuando la resina se degrada. El estudio indica que los efectos citotóxicos son causados por los monómeros liberados durante el periodo de colocación y no son causados por la materia fija.⁽²⁴⁾

Geurtsen, Spahl y Leyhausen, en su estudio de variabilidad citotóxica de los monómeros residuales, descubrieron que al monómero que más se libera en sustancias acuosas es el TEGDMA, en este estudio prepararon los materiales de acuerdo con las instrucciones del fabricante y fotopolimerizaron los productos, una vez polimerizados se colocaron en agua destilada durante 24 horas a 37° C con cafeína a una concentración de 0.1 mg/ml. Para la prueba de citotoxicidad se utilizaron fibroblastos 3T3 inmersos en las muestras e incubadas por 24 horas. Los resultados indican que el monómero TEGDMA se liberó en altas cantidades en medios acuosos. Este monómero se catalogó como severamente citotóxico en células 3T3 permanentes y varias culturas primarias, orales y fibroblastos humanos (Lehmann, 1993).⁽²⁵⁾ Por lo tanto altas cantidades de TEGDMA, contribuyen a la modificación pulpar en caso de cavidades profundas. Además TEGDMA ha sido clasificado por el Instituto Nacional para la Seguridad y la Salud Profesional (RETECS, 1995) como molesto a varios tejidos. Así la liberación de este monómero de restauraciones de resinas, debe de ser aminorado o prevenido. También se observó el fotoiniciador camforoquinona, no se incorpora a la red de polímero, sin embargo alcanza concentraciones muy bajas, que no causan efectos citotóxicos graves.⁽²⁶⁾

Como se ha visto el mayor problema citotóxico esta relacionado con la liberación de monómeros de la matriz de resina, pero estos monómeros tienen cierta función en la matriz. Eric Asmussen y Anne Peutzfeldt, hicieron un estudio sobre la influencia del UEDMA, Bis-GMA y TEGDMA en las propiedades mecánicas de los compuestos de resina, durante el estudio los monómeros se mezclaron en diferentes proporciones y después se polimerizaron. Los resultados arrojados por esta investigación demuestran que la resistencia diametral de tensión, la resistencia flexural, y el módulo elástico fueron influidos por la composición del monómero y por la naturaleza del copolímero que constituye la matriz. Se

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

observó que la resistencia cuando Bis-GMA o TEGDMA son reemplazados por UEDMA, y cuando Bis-GMA es reemplazado con TEGDMA. También se encontró que el módulo de elasticidad se ve aumentado cuando Bis-GMA es reemplazado por TEGDMA.⁽²⁷⁾ Como se sabe la alta viscosidad de Bis-GMA hace necesaria la mezcla con otros monómeros de dimetacrilato para bajar el peso molecular y lograr una adecuada viscosidad que permita la incorporación de rellenos inorgánicos (Bowen, 1962,1963).⁽²⁸⁾ El UEDMA se coloca en la matriz de resina para bajar aun más la viscosidad y aumentar la flexibilidad, que da como resultado un mejoramiento en la dureza de las resinas compuestas (Gleen, 1982).⁽²⁹⁾ Otro factor en el que interviene la composición de la matriz de resina es el grado de conversión. Al aumentar la flexibilidad de las moléculas del monómero aumenta el grado de conversión, entonces el grado de conversión depende de la composición del monómero (Ruyter y Svendsen, 1978).⁽³⁰⁾

Ratanasathien, Wataha, Hanks y Dennison, descubrieron en su estudio de efectos citotóxicos recíprocos, que existe antagonismo y sinergismo entre los componentes de un sistema de resina. Esto lo obtuvieron al colocar fibroblastos de ratón 3T3 en muestras con diferentes concentraciones de los componentes de las resinas, tanto en forma individual como en mezclas de los componentes. Las muestras fueron incubadas por 24 o 72 horas antes de agregarles los cultivos celulares. Estas interacciones pueden causar que la resina sea más o menos tóxica, en vez de la suma de toxicidad individual. Por lo tanto cuando se valora el potencial citotóxico de una resina que libera múltiples componentes, saber la toxicidad individual no es adecuado. Se encontró el antagonismo fue dado en las mezclas de Bis-GMA con HEMA casi en todas sus concentraciones, ya que a concentraciones altas de HEMA ocurrió sinergismo. Las combinaciones con TEGDMA Y UDMA aumentaron el sinergismo. En concentraciones tóxicas todos los componentes presentaron sinergismo.⁽³¹⁾

Uno de los últimos estudios hechos sobre la liberación de los componentes de resinas compuestas han revelado que la administración a corto plazo de Bis-GMA y/o bisfenol A en cultivos celulares, pueden inducir cambios en los órganos y células sensibles a estrógeno. Karl-Johan Söderholm y Angelo Mariotti, relizaron este artículo. La conclusión del estudio nos indica que existen ciertas impurezas están presentes en Bis-GMA, y estas impurezas cuando son liberadas de las restauraciones son potencialmente estrogénicas.⁽³²⁾

(Olea, 1996) en un estudio, utilizó células de un adenocarcinoma de seno humano y encontró que Bis-GMA por sí solo, es incapaz de estimular la proliferación de células de cáncer de seno. En contra parte se vio que el bisfenol A es capaz de estimular la proliferación de células cancerígenas.⁽³³⁾ Mariotti en uno de sus experimentos inyectó subcutáneamente Bis-GMA, en diferentes concentraciones, más alto de lo que se ha encontrado presente en saliva, estas concentraciones eran incapaces de aumentar el número o el tamaño de las células de los órganos reproductivos de ratones, pero sí estimulaba el aumento de peso de estos órganos (Mariotti y cols.).⁽³⁴⁾ Esta relación nace dado que los receptores de estrógeno reaccionan con un número limitado de estructuras. Estos receptores se activan con sustancias esteroides y no esteroides que contienen el anillo de fenol A de la estructura de ciclopentanoperhidrofenantreno. Es por eso que el bisfenol A, al contener un anillo fenólico, puede activar receptores de estrógeno.⁽³⁵⁾

CONCLUSIONES.

Es importante indicar que no existe el nombre genérico de "Cerómero", solo es un nombre que da una casa comercial. Apegándonos a la clasificación de las resinas nos encontramos que estos materiales se encuentran dentro del grupo de las resinas compuestas, aunque su composición y sus propiedades físicas son diferentes a los valores de las resinas compuestas estándar.

Gracias a los avances en el área de Materiales Dentales podemos utilizar estos nuevos materiales restaurativos, ofreciéndole al paciente funcionalidad, buenas propiedades físicas y sobre todo estética, que es la parte que más le interesa al paciente.

Se ha encontrado que todos los productos revisados tienen excelentes propiedades físicas, rebasando en gran medida a las resinas compuestas tradicionales.

Las variaciones las encontramos en la cantidad de matriz de resina contenida por estos materiales, llegando a tener más del 80% de rellenos inorgánicos en peso, la consecuencia inmediata de estos cambios son las mejoras en cuanto a propiedades físicas como lo son aumento en resistencia a la compresión, disminución de contracción por polimerización, menor sorción de agua, mayor opacidad y liberación de fluoruros por algunos materiales. Estos cambios significativos se traducen en la posibilidad de colocar a estos materiales como restauraciones en zonas posteriores, sin sacrificar la estética.

Toda la información aportada por las casas comerciales nos indica que estos nuevos materiales son biocompatibles, pero otros estudios indican lo contrario.

Se observa que los materiales vistos en su totalidad no son citotóxicos, el problema se encuentra cuando se observan los componentes de forma individual. La cuestión es que en la matriz de resina se encuentran diversos monómeros que pueden ser liberados por distintos factores, como el grado de conversión, mala polimerización, espesores de capa mayores que los sugeridos por el fabricante o la simple liberación habitual de los monómeros, esto trae como consecuencia una toxicidad celular.

Los estudios realizados indican que el monómero que más se libera es el TEGDMA seguido por UDMA y Bis-GMA. Estos se liberan, en mayores cantidades durante las primeras 24 horas posteriores a la polimerización, siendo este espacio de tiempo suficiente para ocasionar respuestas inmunológicas, la no proliferación de células y la muerte celular.

Otro factor coadyuvante en la citotoxicidad celular es la permeabilidad de los túbulos dentinarios ya que ésta varía de diente en diente y de persona en persona.

Los últimos estudios publicados involucran al monómero Bis-GMA como agente estrogénico, es decir, que activa las células blanco en órganos que producen estrógenos, dando como resultado una producción extra de esta hormona. El Bis-GMA no es el responsable directo de este hecho, sino el bisfenol A que puede estar presente en los monómeros de la matriz de resina o como producto de degradación o metabólico de Bis-GMA. Otros estudios, involucrando este problema, indican que en dosis tóxicas el bisfenol A estimula el crecimiento celular de adenocarcinoma de seno.

Esto induce a la reflexión ya que si un material es citotóxico por sus componentes, que se pueden liberar, ¿cómo pueda ser biocompatible?

Se necesitan de más estudios al respecto para determinar si el material ocasiona más daños que beneficios, además de estudios clínicos a corto y largo plazo para tener en cuenta sus alcances y limitaciones, tanto en propiedades físicas como en toxicidad celular.

Es conveniente realizar investigaciones acerca de los materiales con matriz orgánica a base de polisiloxano, puesto que existen pocos estudios de estos materiales. En este trabajo solo se encuentra la información aportada por la casa comercial.

BIBLIOGRAFÍA.

1. ANUSAVICE JK. Ciencia de los materiales dentales. Décima edición. Editorial McGraw-Hill Interamericana. México D.F., 1999. pp. 77-114, 283-311.
2. CHRISTENSEN GJ. Sorting out the confusing array of resin-based composites in dentistry. JADA
3. PARK MS, et al. Mechanical properties of bioactive amorphous calcium phosphate/methacrylate composites. Dent. Mater. 1998 Mar; 14(2): 137-141.
4. BELLANTI J.A. Inmunología. Tercera edición. Editorial Interamericana. México D.F. 1987. pp.87-97.
5. PÉREZ TAMAYO. Introducción a la Patología. Segunda edición. Editorial Medica Panamericana. Buenos Aires, Argentina 1987. pp. 286-300.
6. HUDSON PM. Composites vs. Amalgams. J Am Dent Assoc. 1999 Feb; 130(2): 158.
7. LIEBENBERG WH. Cerómeros directos: Asegurando la integridad de la restauración utilizando de forma selectiva dos viscosidades. Signature International 3(2): 12-19.
8. MERTE K. Avances en composites para restauraciones posteriores. Signature International 2(1): 2-7.
9. VIVADENT. Documentación científica Tetric Ceram. Febrero 1997.
10. DEGUSSA-HÜLLS. Degussa investigación dental Definite. Marzo 1998.
11. 3M. Hoja de datos EX-119 (Actualmente Z-250). Octubre 1988.
12. HERAEUS KULZER. Hoja de promoción de Solitaire.
13. HEITMANN T. UTERBRINK G. Direct pulp capping with a dentinal adhesive resin system: A pilot study. Cit pos. LIEBENBERG WH. Cerómeros directos: Asegurando la integridad de la restauración utilizando de forma selectiva dos viscosidades. Signature International 3(2): 12-19.
14. WATAHA JC, HANKS CT, STRAWN SE. Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials. Cit pos. SCHEDULE A, et al. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. Dent Mater. 1998 Nov; 14(6): 429-440.
15. ELBAUM R. Biocompatibility of an enamel dentin adhesive. Cit pos. CAMPS J, et al. In vitro cytotoxicity of dental adhesive system under simulated pulpal pressure. Dent Mater. 1997 Jan; 13(1): 34-42.
16. FERRACANE JL. Elution of leachable components from composites. Cit pos. CAMPS J, et al. In vitro cytotoxicity of

- dental adhesive system under simulated pulpal pressure. *Dent Mater.* 1997 Jan; 13(1): 34-42.
17. FERRACANE JL, CONDON JR. Rate of elution of leachable components from composite. Cit pos. CAMPS J, et al. In vitro cytotoxicity of dental adhesive system under simulated pulpal pressure. *Dent Mater.* 1997 Jan; 13(1): 34-42.
 18. JONTELL M, et al. Effects of unpolymerized resin components on the function of accessory cells derived from the rat incisor pulp. *J Dent Res.* 1995 May; 74(5): 1162-1167.
 19. JONTELL M, et al. Immunocompetent cells in the normal pulp. Cit pos. JONTELL M, et al. Effects of unpolymerized resin components on the function of accessory cells derived from the rat incisor pulp. *J Dent Res.* 1995 May; 74(5): 1162-1167.
 20. JONTELL M, BERGENHOLTZ G. Accessory cells in the immune defense of the dental pulp. Cit pos. JONTELL M, et al. Effects of unpolymerized resin of accessory cells derived from the rat incisor pulp. *J Dent Res.* 1995 May; 74(5): 1162-1167.
 21. FERRACANE JL, CONDON JR. Rate elution of leachable components from composite. Cit pos. JONTELL M, et al. Effects of unpolymerized resin of accessory cells derived from the rat incisor pulp. *J Dent Res.* 1995 May; 74(5): 1162-1167.
 22. CAMPS J, et al. In vitro cytotoxicity of dental adhesive system under simulated pulpal pressure. *Dent Mater.* 1997 Jan; 13(1): 34-42.
 23. WATAHA JC, et al. Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials. Cit pos. CAMPS J, et al. In vitro cytotoxicity of dental adhesive system under simulated pulpal pressure. *Dent Mater.* 1997 Jan; 13(1): 34-42.
 24. SCHEDULE A, et al. Cytotoxic effects of dental composites, adhesives substances, compomers and cements. *Dent Mater.* 1998 Nov; 14(6): 429-440.
 25. LEHMANN F. Cit pos. GEURTSSEN W, et al. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass ionomer cements and compomers. *J Dent Res.* 1998 Dec; 77(12): 2012-2019.
 26. GEURTSSEN W, SPAHL W, LEYHAUSEN G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res.* 1998 Dec; 77(12): 2012-2019.
 27. ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998 Jan; 14(1): 51-56.
 28. BOWEN Cit pos. ASMUSSEN E, et al. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998 Jan; 14(1): 51-56.

29. GLEEN Cit pos. ASMUSSEN E, et al. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater. 1998 Jan; 14(1): 51-56.
30. RUYTER and SVENDSEN. Cit pos. ASMUSSEN E, et al. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater. 1998 Jan; 14(1): 51-56.
31. RATANASANTHIEN S, WATAHA JC, HANKS CT and DENNISON JB. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. J Dent Res. 1995 Sep; 74(9): 1602-1606.
32. SÖDERHOLM KJ, MARIOTTI A. Bis-GMA resins in dentistry: are they safe?. JADA. 1999 FEB; 130(2): 201-209.
33. OLEA N, et al. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. Cit pos. SÖDERHOLM KJ, MARIOTTI A. Bis-GMA resins in dentistry: are they safe?. JADA. 1999 Feb; 130(2): 201-209.
34. MARIOTTI A, et al. Cit pos. SÖDERHOLM KJ, et al. Bis-GMA resins in dentistry: are they safe?. JADA. 1999 Feb; 130(2): 201-209.