



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS CEMENTOS DE IONÓMERO  
DE VIDRIO Y CEMENTOS DE RESINA.**

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

JUANA KARINA HERNÁNDEZ MUÑOZ

TUTOR: MTRA. MARÍA MAGDALENA BANDÍN GUERRERO

ASESOR: C.D. MÁXIMO ZÁRATE PÉREZ



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

A Dios por darme a las personas mas maravillosas que he tenido hasta hoy en mi vida .

A mis Padres por que sin duda son los mejores.

A ti Mamá que eres la principal responsable de todos mis éxitos gracias por apoyarme en todo lo que he decidido hacer, solo puedo decir que te admiro y te amo

A mis hermanos que me han dado grandes motivos para perseguir mis sueños.

A todos mis sobrinos que son los niños más hermosos y me han permitido sentirme niña con ellos otra vez.

A Luis que ha acompañado en esta gran aventura que es mi vida universitaria. Y lo que mas deseo es que sigamos juntos compartiendo muchísimas mas aventuras te amo lo que mas deseo es vivir cada día contigo.

A todos mis amigos que gracias a Dios son muchos por lo tanto no pongo nombres por que me canso, claro que ellos saben quienes son los mejores.

Y por supuesto a la Universidad Nacional Autónoma de México por darme la mejor formación profesional y personal.

## Índice

I.	Introducción.....	6
II.	Objetivo General.....	8
1.	Biocompatibilidad .....	9
1.1	Concepto.....	9
1.2	Efectos adversos de los materiales dentales.....	10
1.2.	Toxicidad, inflamación, alergia, mutagénicidad.....	10
1.3	Medición de la biocompatibilidad de los materiales dentales.....	13
1.3.1	Definición del uso de un material odontológico.....	13
1.3.2	Tipos de pruebas; ventajas y desventajas.....	13
2.	Estructura del órgano dentario.....	17
2.1	Esmalte.....	17
2.2	La dentina y la pulpa.....	17
2.3	Las funciones del complejo pulpo-dentina .....	20
2.4	Respuesta inflamatoria.....	20
2.4.1	Inflamación aguda.....	21
2.4.2	Inflamación crónica.....	22
2.4.3	Respuesta pulpar a los materiales de uso odontológico.....	23
3.	Adhesión dentinaria.....	24
3.1	Permeabilidad dentinaria.....	24
3.2	Microfiltración.....	25
3.3	Adhesión a la dentina.....	26
4.	Cementos de resina.....	28
4.1	Compatibilidad biológica.....	2
4.2	Composición y Química.....	31

4.3	Características de los cementos de resina.....	32
4.3.1	Manipulación.....	33
4.4	Clasificación de los cementos de resina.....	34
4.4.1	Cementos de resina acrílica.....	34
4.4.2	Composición.....	35
4.4.3	Reacción Química.....	35
4.5	Cemento de resina compuesta.....	36
4.5.1	Composición.....	36
4.6	Cementos plásticos adhesivos .....	36
4.6.1	Composición.....	37
4.6.2	Propiedades.....	37
5.	Cementos de ionómero de vidrio.....	38
5.1	Composición.....	38
5.1.2	Química del fraguado.....	39
5.1.3	Mecanismos de adhesión.....	41
5.1.4	Propiedades biológicas.....	41
5.1.5	Propiedades.....	42
5.2	Cemento de ionómero de vidrio reforzado con metal.....	43
5.2.1	Propiedades Generales.....	43
5.2.2	Consideraciones Clínicas.....	44
5.3	Cemento de ionómero convencional de alta viscosidad.....	44
5.4	Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.....	44
5.4.1	Composición y reacción de fraguado.....	47
5.4.2	Características.....	47
5.4.3	Aplicación como sellador de fisuras.....	49

5.4.4	Aplicación como base / recubrimiento cavitario .....	49
5.5	Compatibilidad biológica del ionómero de vidrio.....	51
6.	Investigaciones.....	54
III.	Conclusiones.....	58
IV.	Bibliografía.....	59

## I. Introducción

La restitución del equilibrio biológico-funcional y de la estética dental es una preocupación de la Odontología Restauradora. Por lo tanto, dientes con coronas destruidas o con caries amplias serán restauradas según el caso lo requiera con coronas (metálicas, cerámicas o metalocerámicas), o con restauraciones indirectas tipo inlay y onlay (metálicas, de resina o cerámicas). Para que cualquiera de estas restauraciones indirectas se mantenga fija en posición y para compensar la interfase diente – restauración, se requiere de los agentes cementantes: y el proceso se denomina de cementación.

La función principal del agente cementante es permitir la retención de la restauración por el aumento del área de contacto entre el diente y ella, además de mejorar el sellado marginal. La elección del agente de cementación depende de su tiempo de trabajo, tiempo de endurecimiento y de sus propiedades físicas y mecánicas, el agente elegido debe tener las siguientes propiedades: retención, proporcionar sellado marginal, resistencia, ser aislante térmico y químico, espesor mínimo de película, facilidad de trabajo y manipulación, tiempo de endurecimiento satisfactorio y compatibilidad biológica.

Este trabajo se concretara en una revisión sobre la biocompatibilidad de los cementos de ionómero de vidrio y cementos a base de resina; los cementos a base de ionómero e vidrio presentan adhesión a la estructura dental, baja solubilidad, resistencia y retención satisfactorias, coeficiente de expansión térmica similar al del diente y liberación de fluor, lo que confiere propiedades anticariogénicas. La compatibilidad biológica de estos cementos según la literatura existente es controversial; así algunos trabajos relatan sensibilidad post-operatoria, mientras que otros mencionan que son biocompatibles a semejanza con los demás cementos, siempre que la cavidad no sea muy profunda.

Los cementos resinosos son los que más han evolucionado tornándose prácticamente insolubles y compatibles con los sistemas adhesivos. La mayoría de ellos tienen una composición semejante a la de las resinas compuestas para

restauración (o sea una matriz resinosa con cargas inorgánicas tratadas con silano). Los cementos resinosos presentan alta resistencia a la tracción y compresión, además de una fuerte adhesión a la estructura dental, pero a pesar de ello permiten la infiltración marginal, la que ocasiona sensibilidad post-operatoria e inflamación pulpar , inducidas por la infiltración de bacterias o por los componentes tóxicos de la resina .

## **I. Objetivo general**

El objetivo de presentar este trabajo es hacer una revisión sobre lo ya documentado de la biocompatibilidad de los cementos de ionómero de vidrio y cementos de resina, ya que estos dos tipos de cementos hoy en día son los más utilizados en la Odontología Estética

## **1. Biocompatibilidad**

### **1.1 Concepto de Biocompatibilidad**

Capacidad de un material de provocar una respuesta biológica adecuada en una aplicación determinada del cuerpo.

En la definición de biocompatibilidad se encuentra implícita una interacción entre el cuerpo y el material. La colocación del material en el cuerpo crea una interfase que normalmente no está presente. Esta interfase no es estática, sino que es el lugar en el que se producen muchas interacciones dinámicas entre el material y el cuerpo, a través de las cuales el cuerpo puede alterar el material, o viceversa. La dinámica de estas interacciones determinará tanto la respuesta biológica al material (su biocompatibilidad) como la capacidad del material para sobrevivir o resistir la degradación o corrosión en el cuerpo. Debido a que cada interfase biológica esta activa, no es posible que un material sea inerte. La actividad de esta interfase depende de la situación del material, de su duración en el cuerpo, de sus propiedades y de la salud del paciente.<sup>2</sup>

En la definición de biocompatibilidad también esta implícita la idea de que no es simplemente una propiedad del material. En este sentido, la biocompatibilidad es similar al color. El color de un objeto depende de las propiedades del material, de la fuente de luz, de la manera en que el observador percibe la luz reflejada. Por tanto, el color es una propiedad interactiva, y la biocompatibilidad comparte este atributo. La biocompatibilidad depende del estado del paciente, de las propiedades

del material y el contexto en que se utiliza. En consecuencia, no podemos decir que un material sea biocompatible. Además, la biocompatibilidad en una persona joven puede ser distinta de la de un adulto. Por último la respuesta biológica depende de la interacción que resulta de la interfase biológica creada cuando el material sea colocado en el cuerpo.<sup>1</sup>

## **1.2 Efectos adversos de los materiales dentales**

### **1.2.1 Toxicidad, inflamación, alergia y mutagenicidad**

Existen una serie de posibles reacciones biológicas a los materiales, aunque no todas se han relacionado con los materiales dentales. Estas reacciones se han clasificado en tóxicas, inflamatorias, alérgicas y mutagénicas. La división entre estas reacciones se basa en los análisis histológicos y patológicos en los tejidos. En realidad, los límites entre estas categorías son muy difusos.<sup>1</sup>

En cuanto a las respuestas biológicas a los materiales, la toxicidad fue la primera que se investigó. Los materiales pueden liberar sustancias en el cuerpo del paciente, y la liberación de determinadas sustancias en cantidades adecuadas puede provocar una respuesta tóxica general., afortunadamente ya no se utiliza en odontología ningún materia que puedan causar toxicidad sistémica.<sup>1,4</sup>

La inflamación es el segundo tipo principal de respuesta biológica a un material. La respuesta inflamatoria es compleja, pero implica la activación del sistema inmune del paciente para luchar frente a una amenaza. La inflamación también puede ser consecuencia de la toxicidad o de de la alergia. Desde el punto de vista histológico, la respuesta inflamatoria se caracteriza por el edema del tejido con una infiltración de células inflamatorias como los neutrofilos (a corto plazo) a los monocitos y otras células linfocíticas (a largo plazo). La contribución de los materiales dentales a las reacciones inflamatorias es muy importante debido a que las enfermedades pulpares y periodontales son, en su mayoría, respuestas inflamatorias crónicas a infecciones de larga duración.<sup>1</sup>

A pesar de que las respuestas alérgicas a los materiales son las más conocidas por la gente, en la práctica no resultan fáciles de definir. Una reacción alérgica se produce cuando un cuerpo reconoce específicamente un material como un elemento extraño y reacciona, de manera desproporcionada, a la cantidad de material existente. Normalmente la reacción implica a todos los componentes del sistema inmune, incluidos los linfocitos T y B y los monocitos o macrófagos. Estas reacciones (tipo I, II, o III según la clasificación de respuestas inmunes del Gell y Coombs) suelen darse muy rápidamente y están moduladas por eosinófilos, mastocitos o linfocitos B que producen anticuerpos. Otros materiales, como los iones metálicos, deben interactuar, en primer lugar, con la molécula huésped. Estas reacciones alérgicas (tipo IV) suelen retrasarse y están moduladas principalmente por los monocitos y las células T. El tipo I se refiere a la reacción atópica o anafilaxia inmediata que se produce cuando un antígeno interactúa con mastocitos o basófilos. El tipo II es una reacción de hipersensibilidad citotóxica. El tipo III es una reacción inmune compleja de hipersensibilidad. El tipo IV indica una hipersensibilidad retardada o modulada por una célula. El tipo V Es una reacción de estimulación del anticuerpo y el tipo VI es una reacción de citotoxicidad regulada por una célula y que depende del anticuerpo.<sup>1</sup>

Una respuesta clave entre una respuesta inflamatoria no alérgica y una respuesta alérgica es el hecho que en esta última, el sistema inmune de la persona identifica la sustancia como un cuerpo extraño. Por tanto no todos los individuos reaccionan ante esa sustancia. Sin embargo, una reacción inflamatoria general. Además, en principio las reacciones alérgicas suelen ser independientes de las dosis y desproporcionadas respecto a la cantidad de sustancia extraña, mientras que las reacciones tóxicas o inflamatorias suelen depender de la dosis y suelen ser proporcionadas a la cantidad de sustancia.<sup>1,3</sup>

Las reacciones mutagénicas se producen cuando los componentes de un material alteran las secuencias de las bases de ADN de las células. Estas alteraciones se denominan mutaciones. Las mutaciones pueden ser causadas por la interacción directa entre una sustancia y el ADN o indirectamente por las alteraciones de los

procesos celulares que mantienen la integridad del ADN. Las mutaciones son comunes y se considera normal que aparezcan en el ADN en todas las personas. Por tanto, el cuerpo utiliza mucha energía celular para reparar estos cambios. Las mutaciones pueden ser consecuencia de muchos factores por ejemplo la irradiación, los productos químicos y los errores en el proceso de duplicación del ADN. Algunos iones metálicos de los materiales dentales, como el níquel, el cobre y el berilio, se denominan mutágenos. Además se ha demostrado que algunos componentes de otros materiales, como los selladores, son mutagénicos. Los materiales con base de resina también tienen un potencial mutagénico. Sin embargo, debemos de tener claro que la mutagenicidad no implica carcinogenicidad (capacidad para producir tumores), ya que muchas mutaciones se pueden reparar y otras son irreversibles.<sup>1,3</sup>

## **1.3 Medición de la biocompatibilidad de los materiales**

### **1.3.1 Definición de uso de un material**

La definición o uso de un material en el cuerpo influye notablemente en la naturaleza de la respuesta biológica que provoca. Hay varios factores que se deben tener en cuenta al intentar medir la respuesta biológica. En primer lugar, la ubicación del material es importante para la respuesta biológica global. Hay que tener en cuenta esto, el tejido blando o mineralizado que existe, se aplicara externo al epitelio oral, existirá comunicación directamente al hueso, al fluido tisular, a la sangre y a la saliva , existirá alguna tipo de barrera, como la dentina o el esmalte entre el material y las célula vivas. Estos factores desempeñaran un papel importante para la respuesta biológica del material.<sup>3</sup>

### **1.3.2 Tipos de pruebas; Ventajas y desventajas**

Existen tres tipos básicos de pruebas empleadas para medir la biocompatibilidad de los materiales dentales: la prueba in vitro se realiza fuera del organismo, la prueba en animales y la prueba de uso que se realiza con animales o con humanos. Cada una de ellas tiene ventajas y desventajas y se utilizan, hasta cierto punto, para evaluar el material antes de su venta al público. Hay que tener en cuenta que ninguna prueba puede determinar con exactitud la respuesta biológica a un material y que existen controversias considerables sobre la combinación apropiada de estos tres tipos de pruebas.<sup>1</sup>

Las pruebas in vitro se realizan fuera del organismo. Históricamente, estas pruebas han sido utilizadas como las primeras pruebas de evaluación de un material nuevo. Se pueden realizar en un tubo de ensayo, en una bandeja de cultivo celular, en una mufla o en otro recipiente, pero siempre fuera de un organismo intacto. En cualquier caso, el material o el extracto del material se pone en contacto con algún sistema biológico. El sistema biológico puede consistir en células de mamíferos, en organelas celulares, tejidos, bacterias o algún tipo de enzima. El contacto entre el sistema biológico y el material puede ser directo o indirecto. El contacto directo implica la exposición directa de un material o de un extracto de material al sistema biológico, mientras que el contacto indirecto se produce a través de una barrera de algún tipo, como el agar, un filtro de membrana o dentina. Las pruebas in vitro se pueden subdividir en pruebas que miden la muerte o el crecimiento celular, en las que determinan la función celular y en las que evalúan la integridad del material genético de la célula.<sup>1</sup>

Las pruebas in vitro tiene varias ventajas en comparación con la pruebas en animales o las pruebas de uso. Son relativamente rápidas, baratas y fácilmente estandarizadas. Además, se pueden utilizar para estudios a gran escala, que pueden ser tanto pruebas en animales como de uso. Se pueden controlar las condiciones necesarias para estas pruebas con el fin de proporcionar el mayor

rigor científico. La gran desventaja de estas pruebas es la poca importancia que puede tener en cuanto al uso del material in vivo. Por ejemplo, una prueba que mide la citotoxicidad de un material en un cultivo celular de osteoblastos puede no ser relevante para la condición bucal, ya que el material nunca está en contacto con los osteoblastos in vivo. El medio in vitro tampoco cuenta con la compleja coordinación de los sistemas que existen en un organismo, entre los que se encuentran el sistema inmune, el sistema inflamatorio y el circulatorio.<sup>1,3</sup>

Las pruebas en animales ponen en contacto un material con un organismo intacto de algún tipo. Los animales que más se utilizan en este tipo de pruebas son los ratones, las ratas, los hámster, los hurones o los conejillos de indias, aunque también se han utilizado otro tipo de animales, entre los que se incluyen ovejas, monos, cerdos, perros y gatos. Los estudios de la pulpa y las pruebas en animales son diferentes de las pruebas in vitro. En éstas se utiliza un animal intacto en vez de células o tejidos de un animal. Las pruebas en animales son distintas de las pruebas de uso, ya que las primeras exponen a el animal al material sin tener en cuenta el uso final que se dará al material. Por ejemplo, se puede probar la toxicidad sistémica de una amalgama dental desgastándola y dándosela a un animal, a pesar de esta exposición es menos relevante para el uso clínico de la amalgama. Las pruebas en animales también se pueden subdividir en varios grupos, entre los que se incluyen la toxicidad sistémica a corto y largo plazo, la exposición a membranas intactas o dañadas y la sensibilización inmune o la respuesta ósea.<sup>3</sup>

Independiente del tipo de prueba empleado, la ventaja de las pruebas en animales es su capacidad para permitir que un sistema biológico intacto responda a un material. El material puede interactuar con muchos sistemas biológicos complejos del animal, por lo que se puede medir una respuesta biológica más completa. Sin embargo, las pruebas en animales son caras y difíciles de controlar, y pueden tardar varios meses o incluso años en completarse, dependiendo de las especies empleadas. Estas pruebas son controvertidas debido a cuestiones éticas sobre el tratamiento que se da al animal. Además, en ocasiones se suele cuestionar la

relevancia de una prueba en animales, debido a diversas cuestiones como la capacidad de cualquier especie animal para representar adecuadamente la especie humana.<sup>1</sup>

Prueba de uso se realizan con animales o con personas. El material debe colocarse en un medio clínicamente relevante para su uso en la práctica. Si la prueba se realiza en personas, se denomina ensayo clínico en vez de prueba de uso. La elección de animales para estas pruebas esta mas limitada que en aquellas que se realizan específicamente con animales, ya que no se pueden emplear todas las especies para todas las situaciones clínicas, en ocasiones debido al tamaño o a la anatomía de diversas especies. Por tanto, es más probable que estas pruebas se realicen en animales grandes, cuya anatomía es más similar a la de una persona. Por definición, estas pruebas son potencialmente importantes para la práctica clínica. Sin embargo, su importancia depende directamente de la calidad con que la prueba imita el uso clínico de un material en cuanto a tiempo, zona, medio clínico y técnica de colocación.<sup>1</sup>

Este tipo de pruebas de uso también tiene una serie de desventajas. Son extremadamente complejas y difíciles de llevar a cabo en términos de control experimental e interpretación. Son excepcionalmente caras.<sup>1</sup>

## **2. Estructura del órgano dentario**

### **2.1 El esmalte**

El esmalte maduro es una sustancia muy mineralizada (96% de peso); solo el 1% de su peso está constituido por moléculas orgánicas y el 3% restante es agua. La matriz orgánica del esmalte está formada como mínimo por dos tipos de glucoproteínas: las amelogeninas y las enamelinas. Durante el desarrollo, la matriz orgánica favorece el crecimiento de cristales de hidroxiapatita muy organizados que, con el tiempo, acaban remplazando la mayor parte de la matriz y rechazando lo que queda de la misma hacia la periferia, para formar las vainas orgánicas de los prismas de esmalte. Una vez que los ameloblastos sintetizan la matriz orgánica calcificada del esmalte, ésta deja de depender de los mecanismos de síntesis celulares, a diferencia de lo que ocurre en otros tejidos como la dentina, el hueso y el cemento. Debido a su elevado contenido mineral, el esmalte es mucho más frágil que la dentina y es muy sensible a las soluciones ácidas.<sup>5</sup>

### **2.2 La dentina y la pulpa**

Los odontoblastos y la matriz dentinaria se forman como un resultado de las interacciones entre la lamina dental (posteriormente el órgano dental) y la papila dental. Al concluir su diferencialización, los odontoblastos (que son los primeros en formarse) controlan la secreción de la matriz y su posterior mineralización, tanto en la dentina primaria como en la secundaria. La matriz dentinaria contiene muchas proteínas: proteínas colagenosas (fundamentalmente colágeno de tipo I con pequeñas cantidades de colágenos trímeros de tipo V y tipo I), proteínas no colagenosas específicas de la dentina y diversas proteínas inespecíficas relacionadas con los tejidos mineralizados. La matriz dentinaria forma la parte más importante del diente. La dentina calcificada contiene un 20% de materia orgánica, un 70% de materia inorgánica y un 10% de agua en peso. El colágeno presenta aproximadamente un 85% de la parte orgánica de la dentina, y el hidroxiapatito es el principal componente orgánico. Esta matriz rodea los túbulos dentinarios, que

están ocupados por los procesos o prolongaciones de los odontoblastos que secretaron la matriz dentinaria durante la formación de la dentina. Estos túbulos atraviesan la región que existe entre la unión dentina – esmalte (UDE) y la pulpa. El número de túbulos por sección transversal oscila entre unos 20.000/mm<sup>2</sup> cerca de la UDE y 50.000/mm<sup>2</sup> cerca de la pulpa. Por otra parte, el diámetro, de los túbulos oscila entre 0,5um a nivel de la UDE y 2.5 um cerca de la pulpa<sup>5</sup>

Los procesos odontoblasticos están bañados por un líquido seroso que rellena a los túbulos dentinarios cuando desaparecen estas prolongaciones. Este líquido se continúa con el líquido extracelular del tejido pulpar. La circulación pulpar mantiene una presión hidráulica intercelular de unos 24 mm Hg (32,5 cm H<sub>2</sub> O ), que hace fluir el líquido de los túbulos desde la pulpa hacia la UDE cuando se elimina el esmalte. La presión osmótica y la presión hidrostática externa pueden desplazar también el líquido acercándolo o alejándolo de la pulpa. El desplazamiento positivo o negativo de este líquido a través de los túbulos dentinarios expuestos puede afectar a los odontoblastos o a las terminaciones nerviosas pulpares. Estos efectos son la base de la teoría hidrodinámica de la hiperalgesia (hipersensibilidad pulpar).<sup>5</sup>

Cuando un odontólogo prepara una cavidad, se forma una capa de brillo 'barrillo dentinario' debido al efecto de la fresa o los instrumentos manuales sobre la matriz dentinaria calcificada. Esta maraña de partículas orgánicas e inorgánicas ocluye en parte los túbulos dentinarios. El barrillo dentinario reduce bastante la presión hidrostática, pero no reduce tanto la difusión, especialmente si la capa es irregular o defectuosa. El barrillo dentinario puede eliminarse mediante el grabado ácido, que también desmineraliza las aberturas de los túbulos. Los túbulos dentinarios establecen continuidad con el líquido pulpar para facilitar la difusión de los moléculas (tanto naturales como procedentes de los materiales dentales) que entran y salen de la pulpa.

Una preparación cavitaria profunda puede destruir la mayor parte de la dentina y matar los odontoblastos primarios. Algunos investigadores consideran que la matriz extracelular (MEC) de la dentina y la pulpa es la principal responsable de la

diferenciación de los odontoblastos secundarios que sintetizan la dentina reparadora. Se ignora el origen de los odontoblastos secundarios, pero una parte importante de la actividad proliferativa el tejido de granulación que se produce tras una agresión pulpar tiene lugar en zonas perivasculares cercanas al núcleo pulpar. Los nervios y los vasos sanguíneos, que nacen del núcleo pulpar al aproximarse al estrato odontoblastico, pueden influir en la magnitud de la respuesta inflamatoria y en la capacidad de dentina nueva que se forma durante la reparación dentinaria.<sup>5</sup>

Si no existe una capa de barrillo dentinario los productos químicos y bacterianos pueden difundir hacia la pulpa contra el gradiente de presión (permeabilidad de difusión). En ocasiones se pueden encontrar bacterias en el interior de los túbulos por debajo de una lesión cariosa o en la base de una cavidad preparada con o sin una restauración. Cuando algún producto toxico químico o bacteriano atraviesa la dentina, los odontoblastos y el tejido conjuntivo pulpar suelen responder en un primer momento con una necrosis focal (0 a 12 horas), que puede ser seguida de una pulpitis aguda mas extensa (12 horas –varios días). Esta respuesta puede ceder de forma natural si se suprime el agente toxico o se bloquean los túbulos. Si la pulpitis no remite, puede extenderse y afectar mas extensamente a la pulpa, produciendo una necrosis de licuefacción (especialmente si la pulpitis es secundaria a producto bacterianos) o una inflamación crónica pueden provocar secuelas tales como lesiones periapicales.<sup>5</sup>

### **2.3 Funciones del complejo Pulpo-dentina**

Formativa-Reparativa: los odontoblastos continúan produciendo dentina mientras existe tejido pulpar.

Nutritiva: contiene elementos vasculares con lo cual no solo se nutre ella misma si no también entrega elementos a la dentina

Defensiva: la acción de las células inflamatorias que se encuentran en ella, junto con la formación de dentina terciaria y dentina esclerótica.

Sensibilidad: capta todos los estímulos (calor, frío, presión, etc.) recibidos por las terminaciones nerviosas de la pulpa.<sup>5</sup>

## **2.4 Respuesta inflamatoria**

La respuesta inflamatoria pulpa se compone de reacciones vasculares y linfáticas complejas, así como trastornos tisulares locales. Esta respuesta comprende el aumento de permeabilidad capilar, el deterioro tisular y la necrosis.<sup>5</sup>

### **2.4.1 Inflamación aguda**

Una lesión en el tejido ocasiona en primer lugar la contracción de los vasos sanguíneos; poco después se produce vasodilatación. Se liberan diversas sustancias químicas que causan el aumento del volumen de las células endoteliales y aumento de la permeabilidad del endotelio. Estas sustancias conocidas como mediadores químicos de la inflamación son la histamina, serotonina, prostaglandinas, leucotrienos y otros.<sup>5</sup>

Normalmente la histamina se almacena en gránulos de mastocitos, basófilos y plaquetas. El daño físico, algunos químicos y la producción antigénica de células sensibles a la IgE originan su liberación en los tejidos actuando directamente sobre vasos locales aumentando su permeabilidad.<sup>5</sup>

La serotonina se encuentra en plaquetas y tiene la misma función que la histamina.

Las prostaglandinas son secretadas por leucocitos. Estas aumentan la permeabilidad vascular, producen quimiotaxis, causan fiebre y sensibilizan receptores pulpares a la estimulación por otros mediadores químicos como la bradicinina o la histamina.<sup>5</sup>

Los leucocitos polimorfonucleares y los reticulocitos secretan leucotrienos que poseen diversas funciones destacándose su función sobre la filtración vascular y quimiotáctica.<sup>5</sup>

Una vez liberadas estas sustancias en el endotelio se vuelve permeable y permite la salida de las proteínas desde la sangre a los tejidos, cambiando la presión osmótica fuera de las paredes vasculares por lo que se atrae más líquidos al área lesionada. Esto es lo conocido como edema y produce distensión de los tejidos y tumefacción.<sup>5</sup>

Como este exudado contiene proteínas plasmáticas como albuminas y fibrinógeno, algo de coagulación se produce en el tejido lesionado. Esta coagulación tiene por función taponar los vasos linfáticos como trombos que limitan el proceso inflamatorio al área inmediata. Así nuestras defensas eliminan al irritante con mayor eficacia.<sup>5</sup>

#### **2.4.2 Inflamación crónica**

Si la inflamación aguda no se resuelve en un lapso breve, ésta se vuelve crónica.

La reparación se inicia y se continúa al mismo tiempo que la inflamación.

Si el irritante no se elimina completamente entra en equilibrio con las defensas del cuerpo produciéndose un estado de cronicidad que se caracteriza por la presencia de células distintas a las de la inflamación aguda; estas células son: linfocitos, macrófagos y células plasmáticas.

La presencia de estas células es una respuesta al cambio de pH tisular (se vuelve ácido)

La función de los macrófagos es la ingestión de cualquier material extraño, complejos antígeno-anticuerpo y el inicio de la coagulación.

La función de los linfocitos es sintetizar, almacenar y transportar nucleoproteínas para que otras células las usen. Y las células plasmáticas sintetizan y almacenan RNA y gammaglobulinas.

Estas células por lo tanto concentran proteínas para que otras células que favorecen la regeneración o el remplazo las utilicen.

Otro factor importante dentro del sistema defensivo son los anticuerpos o inmunoglobulinas que son secretadas a la circulación por los linfocitos B. Estos anticuerpos son sustancias elaboradas por el cuerpo que se combinan con proteínas extrañas llamadas antígenos para neutralizarlas.

Durante la inflamación tanto crónica como aguda se produce un aumento de la presión intrapulpar, debido al edema y a que se cierran los vasos linfáticos, pudiendo llegar incluso a una necrosis pulpar.

### **2.4.3 Respuesta pulpar a los materiales de uso Odontológico**

Para verificar cual es el tipo de respuesta biológica que genera un determinado tipo de material se usan los diferentes tipos de ensayos biológicos establecidos por la especificación No. 41 de la ADA. En ella se destacan los procedimientos recomendados para evaluar el grado de toxicidad sistémica aguda, la posibilidad de producción de irritaciones de membranas o mucosas y el desarrollo de tumores e inflamaciones a corto o largo plazo, por efecto de los biomateriales de uso odontológico. <sup>1</sup>

### **3. Adhesión dentinaria**

#### **3.1 Permeabilidad dentinaria**

En la práctica existen dos tipos de permeabilidad dentinaria. El primer tipo es el de la convección de líquido, que consiste en el movimiento de líquido a través de los túbulos dentinarios. La convección del líquido hacia la pulpa se produce bajo el efecto de una presión hidráulica positiva al asentar una corona o una incrustación. Si los túbulos dentinarios están abiertos, esta maniobra produce un dolor pulpar agudo y localizado por la estimulación de las fibras A. La convección del líquido desde la pulpa se produce cuando se genera una presión osmótica negativa por exposición de los túbulos dentinarios abiertos a una solución concentrada. En la práctica clínica se puede observar esta situación en la abrasión cervical o las lesiones cariosas. La convección de los líquidos a través de la dentina es directamente proporcional a la cuarta potencia del radio del túbulo dentinario; por consiguiente, depende en gran medida al diámetro de los túbulos. En términos generales, la dentina coronal tiene mayor permeabilidad convectiva que la dentina radicular. La dentina de las paredes axiales es más permeable que la del suelo de una cavidad, y la dentina cercana a los cuernos pulpares (en donde los túbulos alcanzan su mayor diámetro) es más permeable que la dentina alejada de los mismos. La presencia en los túbulos dentinarios de una capa de brillo dentinario o liners cavitarios, selladores, cristales como el oxalato cálcico, e incluso restos y bacterias, puede reducir considerablemente la convección de líquido.<sup>5</sup>

El segundo tipo de permeabilidad dentinaria es el de la difusión. En los túbulos dentinarios permeables, independientemente de su diámetro, se forma un gradiente de difusión a favor del cual pueden moverse iones y moléculas, incluso contra una presión hidráulica positiva. La difusión es proporcional a la longitud de los túbulos dentinarios y por consiguiente, es proporcional en cierta medida al espesor de la dentina entre la preparación cavitaria y la dentina. El barrillo dentinario formado durante la preparación de una cavidad limita la permeabilidad por difusión mejor que los liners y los selladores para cavidades. Sin embargo, si la capa de barrillo dentinario no es completa, está interrumpida o a sido eliminada,

o existe una solución de continuidad en el liners, el sellador o la base, las moléculas pueden difundir hacia la pulpa.<sup>5</sup>

### **3.2 Microfiltración**

Existen indicios de que los materiales de restauración pueden no adherirse al esmalte o a la dentina con suficiente fuerza como para poder resistir las fuerzas de contracción producidas por la polimerización, el desgaste o los cambios de temperatura. Cuando se produce un desprendimiento, las bacterias, los restos de alimentos o la saliva pueden penetrar por capilaridad en el resquisio que queda entre la restauración y el diente. Este efecto recibe el nombre de microfiltración. Se ha podido estudiar la importancia de este fenómeno en la irritación pulpar.

Los materiales de restauración pueden afectar directamente a la pulpa o puede tener un protagonismo secundario al provocar cambios subletales en las células pulpares, haciéndolas más sensibles a los daños producidos por las bacterias o neutrofilos.<sup>4</sup>

### **3.3 Adhesión a la dentina**

En odontología restauradora es deseable que algunos materiales de restauración se adhieran al esmalte o a la dentina. Tradicionalmente la fuerza de adhesión ha sido siempre superior a la fuerza de adhesión de la dentina. La adhesión a la dentina, plantea más dificultades debido a su composición (orgánica e inorgánica), su grado de humedad y su bajo contenido mineral. Dado que los túbulos dentinarios y a los odontoblastos alojados en su interior son extensiones de la pulpa, la adhesión a la dentina plantea también problemas de biocompatibilidad.<sup>5</sup>

Cuando se corta la superficie dentinaria (al preparar una cavidad), la superficie formada queda cubierta por una capa de residuos orgánicos e inorgánicos de 1-2 micras. Esta capa recibe el nombre de barrillo dentinario el cual se deposita también en el interior de los túbulos, formando tapones dentinarios, parecen impermeables bajo el microscopio electrónico y reducen considerablemente el flujo del líquido (transporte por convección). El barrillo dentinario tiene importantes repercusiones en la adhesión de materiales de restauración conseguida con los adhesivos disponibles. Para eliminar el barrillo dentinario se han empleado diferentes productos: ácidos, quelantes (como EDTA), hipoclorito sódico y enzimas proteolíticas. La supresión del barrillo dentinario mejora la humectabilidad de la dentina y obliga a que el adhesivo pueda humidificar la dentina y desplazar el líquido dentinario.<sup>5</sup>

Parece que los mejores adhesivos son aquellos que pueden penetrar en el estrato de colágeno que queda tras el grabado ácido, formando un "estrato híbrido" de resina y colágeno en estrecho contacto con la dentina y los túbulos dentinarios.<sup>5</sup>

Desde el punto de vista de la biocompatibilidad, la supresión del barrillo dentinario puede comprometer los tejidos pulpares por tres razones. En primer lugar, su supresión permite el contacto directo de la resina y la dentina sin ninguna barrera interpuesta, lo que incrementa el riesgo de que los materiales puedan difundir e irritar la pulpa. En segundo lugar, la eliminación del barrillo dentinario favorece la microfiltración, ya que desaparece una importante barrera contra la difusión de las bacterias o de sus productos hacia la pulpa. Por último, los ácidos usados para eliminar el barrillo dentinario pueden producir irritación *per se*. No obstante, la supresión del barrillo dentinario es una medida rutinaria actualmente, debido a la mayor fuerza de adhesión que permite conseguir.<sup>5</sup>

Se ha estudiado la biocompatibilidad de los ácidos usados para eliminar el barrillo dentinario. Se han empleado numerosos ácidos para ello: ácido fosfórico, ácido clorhídrico, ácido cítrico y ácido láctico. El efecto de estos ácidos sobre el tejido pulpar depende de diversos factores, como el espesor de la dentina entre la restauración y la pulpa, la fuerza del ácido y el grado de grabado ácido. La

mayoría de los estudios realizados confirma que la dentina neutraliza muy bien los protones, y el ácido nunca puede alcanzar la pulpa si queda suficiente dentina, a este respecto se considera adecuado un espesor dentinario de 0,5mm. La dentina neutraliza peor los ácidos cítricos y láctico, debido probablemente a que estos ácidos son más débiles y se disocian menos. Las pruebas de uso llevadas a cabo para estudiar los efectos de los ácidos han demostrado que los ácidos fosfóricos, pirúvico y cítrico producen una respuesta inflamatoria pulpar moderada, que remite al cabo de 8 semanas.<sup>5</sup>

No podemos destacar la posibilidad de que estos ácidos tengan efectos adversos, ya que pueden afectar a los procesos odontoblásticos tubulares, aunque los ácidos no accedan a la pulpa.<sup>4</sup>

## **4. Cementos de resina**

Las resinas están compuestas por moléculas muy grandes. La forma y morfología particular de la molécula determinan si la resina es una fibra, un material rígido o un producto similar a la goma. Los polímeros han tenido un gran impacto en la odontología, y actualmente se utilizan como selladores, como materiales de unión, materiales de restauración, materiales de revestimiento, bases de prótesis, dientes postizos y materiales de impresión.<sup>1</sup>

En odontología, la mayoría de las resinas se basan en los metacrilatos, sobre todo el metilmetacrilato. Sin embargo, debido a que este campo es muy dinámico y a que se crean nuevos tipos de resina basándose en un patrón común, el dentista debe conocer los conceptos básicos sobre la química de las resinas de manera que pueda evaluar de forma crítica todos los nuevos avances en el campo.<sup>3</sup>

Los cementos de resina han sido unos agentes de cementado atractivos debido al desarrollo de las resinas compuestas de obturación directa con propiedades mejoradas a la técnica de grabado ácido que mejora la unión de resina al esmalte y el potencial adhesivo de la dentina preparada con ácidos orgánicos o inorgánicos. Los cementos tienen usos específicos, como la cementación de coronas y puentes de porcelana, brackets de ortodoncia o coronas y puentes adheridos. Los cementos de resina son, en esencia, resinas compuestas fluidas de baja viscosidad.<sup>3</sup>

### **4.1 Compatibilidad biológica**

La resina debe ser insípida, inodora, no tóxica, no debe irritar ni dañar los tejidos bucales. Para cumplir estos requisitos, debe ser totalmente insoluble en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleva a la boca, y debe ser impermeable a los fluidos orales para no resultar poco higiénica ni desagradable en cuanto a sabor y olor. Si se utiliza la resina como material de obturación o cementado, debe aplicarse rápidamente y adherirse a la estructura dental para prevenir el crecimiento microbiano en la interfase diente-restauración.<sup>1</sup>

La preservación de la vitalidad pulpar y el reintegro de una pulpa lesionada a su función normal, son las premisas biológicas que deben regir todas las maniobras operatorias.<sup>4</sup>

Actualmente, podemos considerar que una vez que se atraviesa la unión amelo-dentinaria se entra en la pulpa, ya que anatómica, fisiológica y embriológicamente son el mismo tejido. Razón por la cual, se denomina complejo dentino-pulpar.

Embriológicamente, ambos son de origen mesenquimático; anatómicamente, el odontoblasto se prolonga a través de la dentina en el interior de los túbulos dentinarios y fisiológicamente, la pulpa elabora y calcifica durante toda la vida a la dentina, al mismo tiempo que es la responsable de la sensibilidad dentinaria y de los cambios metabólicos que en ella se producen.<sup>4</sup>

La pulpa dentaria, es un tejido conjuntivo altamente diferenciado y organizado, ricamente innervado y vascularizado, responsable de la vitalidad del diente. La dentina, está constituida esencialmente por sustancia extracelular, formando una matriz colagenosa muy mineralizada, con túbulos en su interior, que forma el cuerpo del diente; es el órgano de sostén del esmalte y de recubrimiento de la pulpa dentaria.

Los procesos odontoblásticos que están dentro de la dentina sirven para transmitir estímulos desde el tejido hasta la pulpa, y los odontoblastos reaccionan a estos impulso produciendo dentina terciaria o esclerótica intratubular.<sup>5</sup>

Una lesión leve, produce solamente un aumento de la permeabilidad de los túbulos cortados, con o sin rotura de la membrana pulpodentinal entre la predentina y la capa odontoblástica. Si la lesión es más severa, la porción nuclear de los odontoblastos presenta cambios tales como la vacuolización y atrofia de la capa odontoblástica. Si el daño ha sido grave y de corta duración, estas reacciones se confinan a la zona de los túbulos afectados por el corte. Sin embargo, si la lesión es más severa y prolongada, los efectos se extienden dentro de la zona subodontoblástica o más allá de esos límites. Si aumenta la intensidad de la lesión, la zona de pulpa por debajo de la cavidad presenta infiltraciones celulares, cambios en la sustancia fundamental, trombosis y hemorragias.<sup>5</sup>

Si un agente lesionante, tal como una droga cáustica o un material de obturación ácido, actúan solamente durante un corto período de tiempo, normalmente la pulpa y la dentina se recuperan. Generalmente, la porción del contenido intratubular se calcifica, formando una capa impermeable de dentina esclerosada que protege a la pulpa de ulteriores ataques. Los residuos odontoblásticos son reemplazados por nuevos odontoblastos de las células mesenquimatosas de reserva de la pulpa y se forma una nueva capa, más bien irregular, de dentina reparativa.<sup>5</sup>

Es evidente, por lo tanto que el tratamiento adecuado a unos túbulos recién cortados en una acción iatrogénicas imperativo que sea el adecuado con unos materiales apropiados, ya que cualquier material que se use como obturador tendrá sus efectos sobre el tejido pulpar porque las extremidades de los odontoblastos que se han seccionado quedan en contacto con él o con el fluido dentinario que continuamente se escapa a través de ellos.

Es sabe, que a pesar de que los materiales restauradores deben cumplir unos requisitos físicos, químicos y biológicos. También, es cierto que no contamos todavía con un material que satisfaga la totalidad de los mismos para ser considerado ideal. Es fundamental, por consiguiente que en el momento de

seleccionar un material restaurador que su compatibilidad biológica debe prevalecer sobre cualquier otra característica.<sup>4</sup>

## **4.2 Composición y química**

La composición básica de la mayoría de los cementos de resina modernos es similar a los materiales para restauración de resina compuesta: una matriz de resina con un relleno inorgánico silanizado. El relleno es el mismo que se emplea para las resinas compuestas, esto es, las partículas de sílice o vidrio y / o el sílice coloidal que se emplea en las resinas de microrrelleno. Excepto en preparaciones para carillas de dientes anteriores, que se realizan fundamentalmente sobre esmalte, la mayoría de la superficie del diente preparada para una corona completa es de dentina. En este caso, la mayoría de los cementos de resina requieren del uso de un adhesivo dentinario para favorecer la unión con la estructura dentinaria. El monómero adhesivo que se incorpora en el adhesivo dentinario y en el cemento incluye el HEMA, 4-META, y un organofosfato, con el ácido fosfórico 10-metil oxidecametacrilato (MDP). Este sistema 4-META es un adhesivo líquido que adquiere una consistencia similar al cemento mediante la incorporación de perlas de polímero. No se necesita otro agente adhesivo por separado.<sup>1</sup>

La polimerización se puede conseguir por un sistema de fraguado químico convencional o mediante fotopolimerización. Algunos sistemas emplean ambos mecanismos se denominan de polimerizado dual.<sup>3</sup>

## **4.3 Características de los cemento de resina**

Los cementos de resina son un grupo de materiales virtualmente insolubles en los fluidos orales. Con respecto a la adhesión a la dentina, el cemento de resina tiene un comportamiento similar a las resinas compuestas. El componente monomérico

de estos cementos es el mismo que el de las resinas compuestas, y por tanto es un irritante pulpar. Cuando el grosor de la dentina remanente no sea suficiente para evitar la filtración de irritantes, es importante poner un protector con hidróxido de calcio o con ionómero de vidrio.<sup>1</sup>

Los cementos de resina activados químicamente se suministran en dos componentes, ya sean estos polvo/líquido o dos pastas. Estos componentes se combinan en un papel de mezcla durante 20-30 segundos. Retirar el exceso del cemento es difícil si dejamos que polimerice, por lo que se aconseja que se retire inmediatamente después que la prótesis esté asentada. Este cemento es adecuado para todos los tipos de prótesis.<sup>1</sup>

Los cementos fotopolimerizables son sistemas de un solo componente, al igual que las resinas compuestas. Tiene un amplio campo de aplicación, como en la cementación de prótesis delgadas de cerámica, prótesis de resina y la adhesión directa de los brackets de ortodoncia de metal o cerámica siempre que el grosor de la zona de adhesión sea menor a 1,5 mm, para que permita una adecuada transmisión de la luz. El tiempo de exposición que se necesita para polimerizar el cemento de resina depende de la intensidad de la luz que atraviesa la restauración o el bracket y de la capa de cemento que se va a polimerizar. De todos modos, este tiempo nunca debe ser menor de 40 segundos. El exceso de cemento debe retirarse tan pronto como se coloca la prótesis, a no ser que las instrucciones para la resina en concreto especifican otra cosa.<sup>2</sup>

Los cementos de polimerización dual son sistemas de dos componentes que requieren de un mezclado, tal y como ocurre en los sistemas de activación química. La reacción química es muy lenta, lo que proporciona un tiempo más de trabajo y que concluye cuando se expone a la luz, momento en el cual se solidifica con rapidez. Debido a que el proceso químico aun continúa, este cemento va obteniendo una mayor resistencia. La retirada del exceso de cemento se puede realizar tras el asentamiento de la prótesis o un tiempo de espera después, según lo que indiquen las instrucciones de uso.<sup>1</sup>

### **4.3.1 Manipulación**

Los cementos de resina a menudo se diseñan para una aplicación específica, más que para su uso general. Se formulan para obtener características de manipulación que se requieren en ciertas aplicaciones. La preparación de la superficie dentinaria es igual para todos ellos, aunque el tratamiento de la superficie protésica varía en función a su composición.<sup>1</sup>

## **4.4 Clasificación de los cementos de resinas**

Los cementos de resina se pueden clasificar en tres grupos:

- a. De resina acrílica
- b. De resina compuesta
- c. De resina compuesta con adhesivos dentinario<sup>3</sup>

### **4.4.1 Cementos de resina acrílica**

Fueron los primeros cementos plásticos introducidos al comienzo del año 1950, pero debido a sus propiedades fueron reemplazados por los cementos de resinas compuestas; ellos son la base de los nuevos cementos de resinas compuestas.<sup>3</sup>

Se usaron para cementar restauraciones tales como coronas temporales y como base de obturaciones<sup>3</sup>

### **4.4.2 Composición**

#### **Polvo**

Polimetacrilato de metilo

#### **Líquido**

Metacrilato de metilo

Peroxido de benzoílo

Aminas

Rellenos minerales

Carbonato de Calcio o bario

Cuarzo

#### **4.4.3 Reacción química**

La reacción química es exactamente igual de la resina acrílica utilizada para bases de prótesis y para obturaciones. Puede resumirse así:

1.- Peróxido de benzoilo + aminas = Radicales benzoicos

2.- Radicales benzoicos + metacrilato de metilo = Polimetacrilato de metilo

Los cementos de polimetacrilato fueron mejorados con resina a base de dimetacrilato, y se utilizaron para cementar coronas y puentes. Son resistentes, de baja solubilidad, pero el monómero provocaba respuesta pulpar. En estos cementos era difícil remover los excesos que quedaban en la parte gingival de la preparación, por lo que se recomendaba eliminarlos lo más pronto posible, antes que el cemento polimerize. El tiempo de trabajo era relativamente corto, la humedad, reducía la adhesión por contracción del polímero, lo que se traducía en una mayor filtración marginal.<sup>3</sup>

#### **4.5 Cemento de resina compuesta**

Son similares a la resina compuesta utilizada como material de obturación, con la diferencia de que se tiene menos cantidad de relleno y, por lo tanto, son menos viscosos, menos resistentes y tiene mayor susceptibilidad al desgaste.<sup>3</sup>

### 4.5.1 Composición

Líquido

Polvo

Bis-GMA

Borosilato de vidrio

Dimetacrilato alquílico

Peróxido benzoico

Glicótilen

Aminas

Su uso depende del tipo de iniciador utilizado. Pueden clasificarse en la siguiente forma:

Autocurado: En general para cementar coronas y puentes de metal – cerámica

Fotocurado: Utilizadas para cementar venner de cerámica y resinas, por que puede probarse el color del cemento antes de fotopolimerizarlo.

Curado doble: Usada en áreas donde el espesor de la restauración es mayor de 2 mm y en restauraciones inaccesibles que puedan impedir la penetración de la luz.<sup>1</sup>

## 4.6 Cementos plásticos adhesivos

Son cementos de resina convencional a la cual se agregado sustancias capaces de aumentar la adhesividad del cemento, tanto a los tejidos duros como a otros substratos, metal, porcelana, etc.<sup>4</sup>

### 4.6.1 Composición

Es similar al de resina compuesta, mas el agregado de sustancias adhesivas tales como BPDM, 4-META, 10MDP, HEMA.

#### 4.6.2 Propiedades

Dentro de las propiedades de estos cementos tenemos:

Tiempo de fraguado: estos cementos tiene un tiempo de trabajo de aproximadamente 4 minutos y un tiempo de fraguado de 6 a 7 minutos

Viscosidad: casi todos los cementos actuales son de viscosidad media. Esta viscosidad va a depender de la cantidad y tipo de relleno. Se considera que para obtener mejores resultados, los cementos deben ser de baja viscosidad y alto contenido de relleno. Así mismo, se ha comprobado un menor desgaste en los bordes de la obturación utilizando cementos de microrelleno que con otro tipo de relleno.<sup>4</sup>

Solubilidad: la solubilidad en agua, al igual que en ácidos es relativamente baja. Se calcula en aproximadamente 0.05%.<sup>4</sup>

Biocompatibilidad : Existe incertidumbres sobre la irritación pulpar por estos cementos; por lo tanto, se exige el uso de adhesivos dentinarios y base de ionómero de vidrio siempre que sea necesario.<sup>4</sup>

## **6. Cemento de ionómero de vidrio**

El ionómero de vidrio es el nombre genérico de un grupo de materiales que se basan en la reacción de un polvo de vidrio de silicato y ácido poliacrílico. Este material adquiere su nombre de su formulación con polvo de vidrio y un ionómero que contiene ácidos carboxílicos. En sus principios, el cemento pretendía ser una restauración estética de dientes anteriores, especialmente indicada para las cavidades de clase III y clase V. Debido a su adhesión a la estructura dentinaria y su potencial para la prevención de caries, su utilización se extendió como agente cementante, adhesivo ortodóntico de brackets, sellador de surcos y fisuras, recubrimiento y base cavitaria, reconstrucción de muñones y restauraciones intermedias. El tipo de aplicación depende de la consistencia del cemento, que oscila desde una viscosidad baja a una muy alta, según la distribución del tamaño de las partículas y la relación P/L. El tamaño máximo de partícula es de 50 micras para los cementos restauradores y de 15 micras para los agentes cementantes.<sup>1,6</sup>

### **6.1 Composición**

El polvo consiste en un vidrio de flúor aluminio silicato preparado con fundente a base de fluoruro, con partículas de 20 a 50 micras de tamaño, cuando el material se usa para obturaciones y menor de 25 micras cuando se usa como cemento. Se obtiene fundiendo partículas de cuarzo, fluoruro de aluminio y fosfatos metálicos. Se enfría bruscamente obteniéndose un vidrio de color blanco lechoso. En su forma original, el líquido era una solución acuosa de ácido poliacrílico a una concentración que oscilaba entre el 40 -50%. Este líquido era muy viscoso, por lo que tenía tendencia a la gelificación al cabo del tiempo. En la mayoría de los cementos actuales, el ácido se presenta en una forma de un copolímero con ácidos itacónico, maleico o tricarboxílico. Estos ácidos pretenden aumentar la reactividad del líquido, disminuir la viscosidad y reducir la tendencia a transformarse en gel. También en el líquido está presente el ácido tartárico, que mejora las características de manipulación aumentando el tiempo de trabajo,

aunque disminuyendo a su vez el tiempo de fraguado. La viscosidad del cemento que tiene ácido tartárico no varía durante su período de vida. Sin embargo, se puede producir un cambio en la viscosidad cuando el cemento a caducado.<sup>1</sup>

Como método para aumentar el tiempo de trabajo del cemento de ionómero de vidrio, se coloca políácido liofilizado en polvo y el vidrio en el mismo frasco del polvo. El líquido consta de agua o agua mezclada con ácido tartárico. Cuando se mezcla el polvo con el agua, el ácido en polvo se disuelve, con lo que se forma un ácido líquido que permite el inicio de la reacción ácido-base. Este tipo de cemento es conocido en ocasiones como ionómero de vidrio de fraguado con agua o erróneamente ionómero de vidrio anhídrido.<sup>1</sup>

### 6.1.2 Química del fraguado

Cuando el polvo y el líquido se mezclan en una pasta, el ácido graba las superficies de las partículas de vidrio por lo que se liberan iones de calcio, aluminio, sodio y flúor al medio acuoso. Las cadenas del ácido poliacrílico se entrecruzan debido a que los iones de calcio se reemplazan por aluminio a lo largo de las primeras 24 horas. El sodio y el flúor no participan en este entrecruzamiento. Algunos de los iones de sodio reemplazan los iones de hidrógeno de los grupos carboxílicos, mientras que otros iones remanentes se dispersan uniformemente en el cemento fraguado junto con los iones de flúor. En la fase de entrecruzamiento se produce la hidratación de estas cadenas con la misma agua con la que se produjo la mezcla inicial. Este proceso se denomina maduración. La porción sin reaccionar de las partículas de vidrio está recubierta con el gel de sílice que se produce cuando se arrancan los cationes de la superficie de las partículas. Por ello, el fraguado del cemento consiste en la aglomeración de partículas de polvo que no han reaccionado rodeadas por un gel de sílice envuelto en una matriz compuesta por polisales hidratadas de aluminio y calcio.<sup>6</sup>

El agua juega un papel determinante en el fraguado del cemento. En los primeros momentos sirve como un medio de reacción y después va hidratando poco a poco las interconexiones de la matriz, lo que da lugar a una estructura de gel más estable, que es más resistente y menos susceptible a la humedad. Si un cemento se ha mezclado recientemente se deja al aire sin ningún recubrimiento protector, la superficie se agrieta y se rompe como consecuencia de la desecación . Cualquier contaminación con agua que se produzca en esta fase puede provocar la disolución de los aniones y cationes de la matriz en fase de formación hacia las zonas colindantes. Tanto la desecación como la contaminación comprometen la integridad de ese material. Por ello, el cemento de ionómero de vidrio convencional se debe proteger de la desecación y de los cambios acuosos que se producen en la estructura durante su colocación y si es posible extender esta protección también durante las semanas siguientes.<sup>1</sup>

### **6.1.3 Mecanismos de adhesión**

Los mecanismos por los que el ionómero de vidrio se adhiere a la estructura dentinaria aun no se han identificado en su totalidad. Sin embargo, no parece haber dudas en que en el mecanismo primario interviene la quelación de los grupos carboxilos de los poliácidos con el calcio de la apatita del esmalte y la dentina.<sup>1</sup>

### **6.1.4 Propiedades biológicas**

El ionómero de vidrio libera cantidades de flúor comparables a las que se desprenden inicialmente de los cementos de silicato, y se mantiene durante un período prolongado. Aún no se ha definido la cantidad mínima de flúor liberado,

así como la posterior absorción por el esmalte, necesaria para que se produzca la inhibición de las caries. Varios estudios clínicos con grupo control sobre el empleo del ionómero de vidrio en restauraciones o como sellador de fisuras muestra que el número de caries secundaria que se produjo osciló entre cero y un número tan alto como el que se asocio con la colocación de resinas compuestas colocadas en el mismo estudio, también muchos otros estudios demuestran que la liberación de iones de flúor del cemento de ionómero de vidrio inhibe la progresión de la caries secundaria.<sup>1</sup>

La mayoría de los estudios histológicos muestran que los ionómero de vidrio son relativamente biocompatibles. Se obtiene una reacción pulpar mayor que en los cementos de óxido de zinc y eugenol aun que menor que en los cementos de fosfato de zinc. El ionómero de vidrio empleado como agente cementante presenta una proporción P/L menor, por lo que tiene mayor riesgo que las restauraciones de ionómero de vidrio, debido a que una proporción baja de P/L hace que el pH se mantenga mas bajo durante un mayor tiempo. Con cualquier ionómero de vidrio y en las preparaciones cavitarias profundas a menos de 0.5 mm de la pulpa, es deseable colocar una capa delgada de un recubrimiento cavitario protector, como el hidróxido de calcio. <sup>1</sup>

### **6.1.5 Propiedades Físicas**

Proporción polvo-líquido: la proporción polvo/líquido de estos cementos es aproximadamente 1,3: 1, para uso como cemento.<sup>4</sup>

Tiempo de fraguado: el tiempo de fraguado se halla entre 4 y 9 minutos, los mejores resultados se logran mezclando el polvo con el líquido sobre una loseta fría.<sup>1</sup>

Grosor de la película: éste oscila, aproximadamente entre 1 y 25 micrones en ionómeros tipo I , en comparación con el fosfato de zinc y policaboxilato que es de unos 20 micrones.<sup>1</sup>

Opacidad: la apariencia estética de los vidrios ionómericos para obturación es menos satisfactoria que las de las resinas compuestas debido a que tienen mayor opacidad; por lo tanto, su uso está limitado a aéreas cervicales, labiales o bucales del esmalte. Actualmente, algunos productos comerciales han mejorado la translucidez del material.<sup>4</sup>

Solubilidad: La solubilidad en agua es menor de 1%, aumentando en saliva artificial y ácido láctico. Clínicamente son bastantes resistentes a la disolución.<sup>4</sup>

## **6.2 Cemento de ionómero de vidrio reforzado con metal**

Los cementos de ionómero de vidrio carecen de resistencia, por lo cual no pueden soportar altas concentraciones de carga, lo que favorece la propagación de fracturas, pueden ser reforzados mediante la incorporación física de una aleación de plata al polvo de vidrio, a la que se le conoce como mezcla de aleación de plata, o mediante la fusión de polvo de vidrio y partículas de plata gracias al sintetizado. Esta última formula se conoce como cermet.<sup>6</sup>

### **6.2.1 Propiedades generales.**

Las pruebas in vitro de desgaste demuestran que estos materiales, indicados para obturación de superficies oclusales en dientes temporales, presentan un buen comportamiento inicial aunque no mucho mejor que el ionómero de vidrio convencional colocado en superficies libres de contacto durante mucho tiempo. En condiciones de acidez in vitro, tanto los ionómeros convencionales como los reforzados de metal, muestran unos valores de desgaste similares en zonas libres de contacto con una solución de pH entre 6 y 7, aunque se produce un desgaste considerablemente mayor a un pH 5.<sup>1</sup>

Los dos sistemas reforzados con metal liberan una cantidad inicial apreciable de flúor, aunque a medida de que pasa el tiempo va decreciendo sustancialmente. Se libera menos flúor del cemento cermet, debido a que la partícula de vidrio esta revestida de metal. Para el cemento mixto, las partículas de relleno de metal

pueden no unirse bien a la matriz, por lo que la interfase relleno-cemento favorece la presencia de unas zonas por las que fluye el flúor.<sup>1</sup>

### **6.2.2 Consideraciones clínicas**

La presencia de relleno de metal hace que estos materiales tengan un aspecto opaco y grisáceo. Han sido recomendados como una alternativa limitada a la amalgama o la resina compuesta en restauraciones posteriores. Sin embargo, los datos clínicos sugirieron que estos cementos tienen pocas expectativas. En el caso de ser utilizados en restauraciones de clase II frecuentemente sufren fracturas, lo mismo que los ionómeros de vidrio convencionales. Por otro lado, estos cementos tienen un endurecimiento rápido por lo que deben ser acabados en un tiempo relativamente corto. Junto a su potencial de adhesión y resistencia a la caries, estos materiales han sido mejorados con rellenos de metal para la reconstrucción de muñones en dientes que serán restaurados mediante coronas coladas. Sin embargo, se debe tener un enfoque conservador debido a que tienen una baja resistencia a la fractura y una naturaleza frágil. Se recomienda no emplear este cemento si la reconstrucción éste no sobrepasa el 40% del volumen. Asimismo, es deseable que se apliquen junto con pins u otros métodos de retención.<sup>1</sup>

### **6.3 Cemento de ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad**

La odontología moderna requiere para sus procedimientos de la ayuda de un equipamiento auxiliar, agua, electricidad e instrumentos rotatorios. Lamentablemente, los procedimientos restauradores básicos comunes en países industrializados no se pueden realizar en los países mas desfavorecidos carentes de infraestructuras que permitan el empleo de agua, electricidad y equipamientos en zonas remotas. Lo que hace que, sin esta infraestructura los profesionales se basan en la técnica restauradora atraumática, que fue diseñada con objeto de

mantener la mayor cantidad posible de dientes en estas circunstancias adversas. En esta técnica sólo se emplean instrumentos manuales para eliminar la caries. A menudo esta limpieza de la caries con instrumentos manuales es incompleta, por lo que aumenta el riesgo de caries secundaria. Por esto se requieren materiales que se adhieran químicamente a la estructura del diente, y que sirvan como restauración o como sellador de fosas y fisuras. El ionómero de vidrio, debido a su capacidad de adhesión y liberación de flúor, es el material de elección. Además, cuando se emplea el ionómero de vidrio como restaurador o sellados de fosas y fisuras mediante la técnica restauradora atraumática, el material se debe empujar a las cavidades formadas en el diente, al contrario que en la técnica de selladores de resina, donde el material fluye por las mismas. Para facilitar la inserción del material de una forma análoga a la que se emplea para la amalgama, se ha desarrollado una versión de alta viscosidad del ionómero de vidrio.<sup>6</sup>

El procedimiento clínico de la técnica restauradora atraumática es el siguiente: 1) aislamiento del diente mediante rollos de algodón, 2) permitir el acceso a la caries mediante instrumentos de mano, 3) quitar el tejido cariado con una cucharilla, 4) colocar el material restaurador de cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad y 5) retirar el exceso de cemento. En circunstancias ideales, la superficie dentaria debe prepararse con un ácido débil con el fin de potencializar la adhesión química al cemento de ionómero de vidrio. Sin embargo en las zonas remotas en donde se a utilizado con frecuencia esta técnica no se dispone de pulverizadores aire-agua ni de aspiración.<sup>6</sup>

Los resultados de un estudio indicaron que la tasa de supervivencia de restauraciones de una sola superficie retenidas parcial o totalmente en dientes permanentes fue del 99% al cabo de un año y del 88% a los 3 años. El mismo estudio mostró que la retención parcial y total de los selladores en dientes permanentes fue de 90% al cabo de un año y del 71% a los 3 años.<sup>1</sup>

Debido a que la filosofía de la técnica restauradora atraumática está basada en el concepto de máxima prevención, mínima intervención quirúrgica y mínima preparación dentaria, estos materiales deben considerarse como obturaciones en

dientes temporales y como restauraciones provisionales en dientes permanentes. Estos materiales presentan una mejor protección para los dientes restaurados que los materiales que no tienen flúor.<sup>1</sup>

#### **6.4 Cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas (ionómero híbrido)**

La sensibilidad a la humedad y a la baja resistencia inicial del cemento de ionómero de vidrio es el resultado de la lenta reacción acidobásica. Se pueden añadir grupos funcionales polimerizables para acelerar su fraguado mediante luz o productos químicos, con el fin de evitar estos inconvenientes inherentes y permitir que la reacción acidobásica siga un curso tras esta polimerización. Estos materiales están clasificados como ionómeros de vidrio modificados con resina o ionómeros híbridos.<sup>1</sup>

Dependiendo de la formulación y la proporción P/L del fabricante, las aplicaciones clínicas de los cementos de vidrio modificados con resina pueden ser: recubrimientos cavitarios, selladores de fisuras, bases, reconstrucción de muñones, material restaurador, adhesivos para brackets de ortodoncia, material de reparación en amalgamas dañadas en su zona central o en zonas cuspidas, y materiales de obturación radicular retrograda. En estas aplicaciones, para lograr la adhesión es esencial acondicionar la superficie del diente con ácido moderado.<sup>1</sup>

##### **6.4.1 Composición y reacción del fraguado**

Los componentes del polvo consisten en partículas de vidrio de fluoroaluminosilicato liberadoras de iones e iniciadores para el fraguado por luz y /o por reacciones químicas. El líquido se compone normalmente de agua y ácido poliacrílico o un ácido poliacrílico modificado con monómeros de metacrilato e

hidroxietil metacrilato (HEMA) . Estos dos últimos componentes son los responsables de la polimerización. La reacción de fraguado inicial del material es resultado de la polimerización de los grupos metacrilato. La lenta reacción acidobásica es la responsable, en último término, del proceso de maduración y de resistencia final. El contenido de agua total en este tipo de materiales es menor, para permitir una mejor integración de los componentes polimerizables.<sup>1</sup>

#### **6.4.2 Características de cemento de ionómero híbrido**

Un cambio sustancial con respecto a los ionómeros de vidrio convencionales es la mejora en la translucidez. Esto se debe a que la inclusión de los monómeros hace que el índice de refracción del líquido sea similar al de las partículas. En pruebas in vitro de cemento de ionómero de vidrio modificado con resinas, la liberación de flúor es equiparable con los cementos de ionómero de vidrio convencionales. La resistencia diametral a la atracción de los ionómeros híbridos es mayor que la de los convencionales. Este aumento de la resistencia se puede atribuir fundamentalmente a su bajo módulo elástico y a la mayor cantidad de deformación plástica que se produce antes de que se fracture. Hay otras propiedades que son difíciles de comparar debido a las diferencias en las formulaciones del material y en los protocolos de las pruebas.<sup>4</sup>

El mecanismo para la adhesión a la estructura del diente es el mismo que para los cementos de ionómero de vidrio convencionales. Se espera que haya menos actividad iónica debido a la reducción en los ácidos carboxílicos del líquido de los ionómeros de vidrio con resina; sin embargo su fuerza adhesiva a la estructura dentinaria puede ser mayor que la de los cementos convencionales. La fuerza adhesiva a las resinas compuestas también es mayor y depende de los grupos funcionales residuales no polimerizados del material.<sup>1</sup>

La polimerización provoca un mayor grado de contracción tras el fraguado. El bajo contenido de agua y en ácido carboxílico también reduce la capacidad del

cemento de mojar el tejido dentario, por lo que puede aumentar en gran medida la microfiltración si lo comparamos con los ionómeros de vidrio convencionales.<sup>1</sup>

La biocompatibilidad del ionómero de vidrio híbrido es comparable a la de los ionómeros convencionales. Se deben seguir las mismas precauciones, como por ejemplo el uso del hidróxido de calcio en cavidades profundas. También se debe tener en cuenta el aumento transitorio de temperatura que se produce con la polimerización.<sup>1</sup>

### **6.4.3 Aplicaciones como sellador de fisuras**

El cemento de ionómero de vidrio tradicional es algo viscoso, por lo cual no penetra adecuadamente en la profundidad de las fisuras. El uso de estos materiales como selladores podría aumentar si hubiera formulaciones menos viscosas. Un estudio clínico muestra que la retención de los selladores de ionómero de vidrio es muy pobre tras 1 año, a pesar de que no se observaron signos de caries. Un examen más riguroso de la superficie oclusal mostró que había porciones de cemento de ionómero de vidrio que estaban retenidas en el interior de las fisuras.<sup>1</sup>

### **6.4.4 Aplicación como base /recubrimiento cavitario**

Las características de manipulación de los ionómeros de vidrio híbrido se pueden ajustar para que puedan utilizarse tanto de base como de recubrimiento cavitario. La resistencia a la tracción y a la compresión de los recubrimientos cavitarios son menores que para los cementos de restauración. El propósito principal del recubrimiento cavitario de cemento ionómero es servir como un material de adhesión intermedio entre el diente y la restauración de resina compuesta. Como resultado de la adhesión a la dentina, se disminuye la probabilidad de la formación

de huecos en el margen gingival localizado en dentina, cementos o ambos, que se podría provocar durante la contracción de polimerización de la resina compuesta.<sup>1</sup>

La ventaja de los ionómeros de vidrio sobre otros adhesivos recae en su capacidad adhesiva demostrada, la menor sensibilidad de la técnica y en un mecanismo anticariogénico por liberación de flúor. Cuando se utiliza con estas indicaciones, el procedimiento se conoce como técnica de sándwich. Esta técnica une las ventajas del ionómero de vidrio con la estética de las resinas compuestas. La técnica de sándwich se recomienda en las restauraciones de clase II y V cuando el paciente tiene un riesgo moderado o alto de caries. Se pueden emplear tanto cementos de ionómero de vidrio convencionales como formulaciones de cemento de ionómero de vidrio híbrido fotopolimerizables.<sup>1</sup>

## **Compatibilidad biológica del Ionómero de vidrio**

Dos características justifican la utilización del ionómero de vidrio en la cementación: posee una gran adhesión al esmalte y a la dentina, mientras que contribuye a la liberación lenta de flúor. La liberación de flúor promueve, junto al esmalte una configuración molecular que lo hace más resistente a la agresión de ácidos bacterianos, además de favorecer la remineralización de estructuras desmineralizadas. Junto a la dentina, promueve la formación de dentina esclerosada, sellando los canalículos dentinarios, lo que hace a este tejido más resistente a la caries e irritación química que podría agredir a la pulpa.<sup>6</sup>

Existe en la literatura, relatos de sensibilidad después de la cementación de coronas con ionómero de vidrio, sin causa definida. Sin embargo, para otros autores esos cementos son bien tolerados por la pulpa, además de promover un buen sellado marginal.<sup>6</sup>

Christensen, acreditando que la sensibilidad era un problema de manipulación, sugiere los siguientes procedimientos para reducir su incidencia: 1) incorporar el polvo al líquido rápidamente (10 a 20 segundos) en la superficie de un block de papel impermeable, hasta que se consiga una mezcla que forma un hilo de media pulgada entre la espátula y el block de papel : 2) hidratar levemente el diente antes de la cementación con una gota de agua mientras que se realiza la mezcla, secando en el momento de la cementación con un leve chorro de aire: 3) permitir que el cemento endurezca bajo presión hasta un minuto después del endurecimiento, antes de la remoción de los excesos: 4) aplicar el barniz específico para el cemento en los márgenes, después de la remoción de los excesos. La adhesión al metal, esmalte y dentina es mayor si las superficies son tratadas previamente con un procedimiento idéntico al usado en la cementación con policarboxilato. La manipulación y característica de la superficie brillante son

también requisitos semejantes a los policarboxilatos para una cementación satisfactoria.<sup>6</sup>

Otro cuidado en la manipulación de esos cementos es evitar el contacto con la humedad. El aislamiento del campo operatorio es esencial durante el acto de la cementación. La exposición a la humedad durante la reacción de endurecimiento disminuye su resistencia.<sup>6</sup>

Las razones para el alto nivel de compatibilidad pulpar no están de todo claras. Sin embargo, se ha sugerido que el gran tamaño de la larga cadena molecular reduce la posibilidad de que el ácido penetre los túbulos dentinarios (Wilson y McLean. 1988). Por lo demás, la misma dentina es un sistema tampón útil frente al ataque ácido. Si hay mas de 0,5mm de dentina remanente encima de la pulpa, entonces parece que no hay irritación pulpar, resultado de la presencia del ionómero de vidrio. Si hay posibilidad de acceso a la pulpa, entonces debe colocarse una pequeña capa de Hidróxido de Calcio en al área inmediata donde se sospeche la exposición. El área que ha de cubrir debe ser mínima para que no interfiera con la unión química entre el cemento y la dentina.<sup>6</sup>

Existen controversias con respecto a la posible respuesta pulpar adversa y a la sensibilidad después de la inserción cuando se usan estos cementos. No obstante, hay un alto grado de compatibilidad entre el cemento y la pulpa en circunstancias normales, y la dentina es en si misma un tapón muy eficaz contra las variaciones en los niveles de Ph. Algunos informes sugieren que la incidencia de la sensibilidad no esta en discordia con la de otros cementos, tales como el grupo de fosfato de zinc. La generación de presión hidráulica puede complicar la respuesta si se han abierto los túbulos dentinarios para eliminar la capa de barrillo dentinario. Por lo tanto, un diente vital no debe ser acondicionado antes de la cementación. Alternativamente, la superficie puede ser sellada con ácido tánico al 25% durante dos minutos.<sup>6</sup>

## 7. Investigaciones

En los últimos años muchas experiencias han sido realizadas evaluando los componentes químicos, resistencia adhesiva, solubilidad e infiltración marginal y propiedades biológicas de los agentes cementantes, a continuación se mencionaran algunos resultados que se han realizado sobre la biocompatibilidad de los cementos de ionómero de vidrio y cementos de resina.<sup>7</sup>

En 1972 se mostró en una investigación que el cemento de ionómero convencional es menos irritante que el cemento de silicato para la pulpa dental, por ser menos ácido, el ácido poliacrílico del ionómero que el ácido fosfórico del silicato y también por que las moléculas del ionómero son mas grandes por lo que tienen menor tendencia a difundirse por los túbulos dentinarios.<sup>8</sup>

En una experiencia realizada en perros en 1978, encontraron al testar el ionómero convencional ASPA que la mayoría de las muestras presentaron una reacción inflamatoria pulpar leve para un período experimental largo (180 días), en otra prueba encontraron presencia de reacción pulpar inflamatoria en la mayoría de los especímenes durante un período experimental corto (14 días), en tanto que en el período experimental intermedio (28 días) en la mayoría de especímenes (3 de 9) el proceso inflamatorio fue camino a la resolución; continuando con la investigación y usando el mismo ionómero previo grabado del diente con ácido cítrico a 30% durante 30 segundos, las reacciones inflamatorias fueron mayores, lo que según los autores se debería a un mayor penetración de los constituyentes tóxicos del material empleado a consecuencia del aumento de la permeabilidad dentinaria, o a la irritación adicional causada por el ácido; el mismo ionómero aplicado en dientes humanos sólo originó alteraciones marcadas en los primeros 10 días.<sup>9</sup>

Continuando con las experiencias in vivo, utilizando diferentes marcas de ionómero de vidrio como agentes cementantes en dientes de primates obtuvieron reacciones inflamatorias pulpares leves; en tanto con el agente cementante Aquacem sobre dientes humanos encontraron reacciones inflamatorias pulpares

leves y afirmaron que hay una fuerte relación entre los niveles de inflamación y la infiltración de bacterias y que aquella es probablemente más intensa cuanto más próximas estén.<sup>11</sup>

En una experiencia en dientes de ratas, probando el ionómero de vidrio convencional Fuji, hallaron que en un período experimental corto (8 días) se produjo una reacción inflamatoria moderada, siendo que al final del período experimental medio (30 días) el proceso fue a la resolución.<sup>12</sup>

Sobre los ionómeros modificados por resina, mencionaron que son materiales híbridos producto de la asociación de un ionómero convencional con una pequeña adición de resina como hidroxietilmetacrilato (HEMA) o BisGAMA, y que estos ionómeros por contener grupos no saturados carecen de la biocompatibilidad de los cementos ionómericos convencionales, no obstante, exámenes histopatológicos revelan reacciones pulpares aceptables para los "liners" de tales ionómeros.<sup>13</sup>

Experiencias in vivo realizadas demostraron que ionómeros de vidrio modificados por resinas aplicados en cavidades clase V de ratas, en periodos de experimentación cortos (3 a 7 días) originan reacción inflamatoria leve, este proceso fue a resolución a lo largo de los periodos experimentales intermedio y largo; razones por las cuales puede decirse que tiene una aceptable compatibilidad biológica siendo irritantes discretos para el complejo dentino-pulpar. Resultados semejantes se encontraron en premolares humanos.<sup>14</sup>

En 1997 afirmaron que la infección bacteriana del complejo dentino-pulpar por microfiltración, es el principal factor desencadenante de patologías pulpares, y que los sistemas adhesivos por sus características hidrofílicas hibridizan dentina evitando la penetración de bacterias a la pulpa, manteniendo así la salud pulpar, por lo tanto los sistemas adhesivos actuales son biocompatibles. Pero en un estudio in vitro realizado sobre células pulpares de incisivos de ratas y linfocitos en contacto con diferentes componentes resinosos (UDMA, BisGAMA, TEGMA, GMA

), encontraron que todos causaron inmunosupresión de las células inmunológicas y que el componente mas toxico fue el BisGAMA.<sup>15</sup>

Resulta controversial el por que de la sensibilidad pulpar después de la utilización del agente cementante de ionómero de vidrio, pareciera que esta relacionado al bajo pH (ácido) de la mezcla y que después va elevándose hasta neutralizarse durante la reacción de endurecimiento, pero estudios posteriores relacionan la influencia de las bacterias en la irritación pulpar sugiriendo un efecto sinérgico entre acidez y presencia de bacterias; también se encontró que algunos agentes cementantes tienen un largo período de pH inferior a 3 que es el pH inicial de la mezcla en el policaroxilato y en el ionómero de vidrio convencional, la acidez inicial que según los investigadores asociada a la citotoxicidad de otros componentes produce daño pulpar y de ocurrir microfiltración y penetración bacteriana, la sensibilidad inicial puede desencadenar necrosis. Para otro autores, solo la acidez inicial del cemento podría estar relacionada con la producción de sensibilidad pulpar, mientras que otros afirman que las resinas compuestas en ausencia de infiltración bacteriana son bien toleradas por la pulpa no siendo necesaria una base protectora ya que los componentes ácidos de los materiales restauradores por si solos no producirían inflamación pulpar.<sup>15</sup>

Concordando con las afirmaciones sobre el papel principal de las bacterias en la producción del daño pulpar, usando una resina asociada a un adhesivo en cavidades clase I y V profundas, bajo aislamiento absoluto, profilaxia y aplicación de clorexidina a 5% previas a la preparación cavitaria, encontraron después de períodos experimentales de 5, 30 y 90 días un buen reparo tecidual, atribuyéndolo a la profilaxia y a la aplicación de clorexidina.<sup>16</sup>

También es importante señalar el papel fundamental que desempeña el espesor del remanente dentinario en la producción de diferentes grados de respuesta inflamatoria pulpar frente a la aplicación de diferentes materiales en contacto con la superficie dentinaria de una preparación dentaria, porque la velocidad de penetración de sustancias a través de la dentina depende de su grosor.<sup>18</sup>

## Conclusiones.

- Los cementos de ionómero de vidrio tienen un efecto irritante para la pulpa, provocando una reacción inflamatoria inicial leve, que disminuye a medida que transcurre el tiempo.
- Materiales con componente resinoso dentro de su formulación, son irritantes para la pulpa.
- El espesor del remanente dentinario es fundamental para la protección del complejo dentino-pulpar frente a las agresiones.
- Más dañina es la microfiltración bacterial cuando llega a la pulpa, que el efecto irritante de los agentes cementantes.
- La irritación del tejido pulpar a los cementos y a la microfiltración bacteriana va en proporción al grosor del tejido remanente, siendo mayor cuando el tejido tiene un espesor muy delgado.

## Bibliografía.

1. Kenneth J. Anusavice. Ciencia de los materiales dentales. 11 ed. España: editorial Elsevier, 2004.Pp 172-201
2. Bottino M. A. Estetica en rehabilitación oral-Metal Free.1ra ed. Sao Paulo: editorial Artes Medicas, 2001. Pp 383-442
3. Guzmán Baéz H.J. Biomateriales odontológicos de uso clínico.3ª ed. Bogotá: editorial Ecoe, 2003. Pp 21-29, 51-87
4. Cova Natera J.L. Biomateriales Dentales.1ª ed. Colombia: editorial Actualidades Médico Odontologicas Lationoamericana, C.A. 2004.Pp 147-222
5. Craig Robert G. Materiales de Odontología Restauradora 10ª ed. Madrid España:editorial Harcourt Brace, 1998.Pp 138-169
6. Graham J. M. Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio 1ª ed. Barcelona España: editorial Salvat,1990. Pp 1-77
7. Klotzer WT. Pulp reactions to a glass ionómero cement. J Dent Res 1975;54 (3):678
8. Ucok M. biological evaluation of glass ionómero cements. Int Endod J 1986;19(6):285-97
9. Holland Jr. C, Takayama S, Russo M, Komatsu J, Sasaki T, Pulpal rEsponse to a glass ionomer cement histological study in a dog. Rev. Fac. Odontol. Aracatuba 1978; 7(2): 133-37.
- 10.Cooper IR. The response of the dental pulp to glass ionomer cemente. Int. Endod 1980; 13 (2): 76-88
- 11.Six N, Lasfarguess JJ, Goldberg M. In vivo study of the pulp reaction to Fuji IX, a glass ionomer cement. J Dent 2000; 28 (6): 413-22.
12. Sidhu SK, Watson TF.Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 1995; 8 (1): 59-67
- 13.Costa CAS, Benatti Neto C, Vargas PA, Villalva H, Hedling J. Compatibilidade biológica do ionómero de vidro fotopolimerizavel (Vitremmer-3m). Avaliacao histológica dos seus efeitos sobre dentina e

tecido pulpar em dentes de rato. Rev. Odontol. Univ. Sao Paulo 1996; 10 (4): 257-63.

14. Costa CAS, Teixeira HM, Nascimento AB, Hebling J. Biocompatibility of adhesive system and 2-hidroxyethylmetacrilate. J Dent 1999; 66 (5):337-42
15. Chistensen GJ. Glass ionomer as a luting cement. Br Dent J 1988;17 (2):54-58
16. Cox CF, Keall CI, Keall HH, Ostro E, Bergenholtz G. Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. J Prosthet Dent 1987; 57(1):1-8.
17. Fuks AB, Funnel B, Cleaton-Jones P. Pulp response to a composite resin inserted in deep cavities with and without a surface seal. J Prosthet Dent 1990; 63 (2): 129-34.
18. Browning WD, Blalock JS, Callan RS, Brackett WW, Schull GF, Davenport MB. Postoperative Sensitivity: A Comparison of Two Bonding Agents. American Journal Operative Dentistry 2007, 32-2, 112-117
19. Hilton T, Hilton D, Randall R, Ferracane JL. A Clinical Comparison of Two Cements for Levels of Post-operative Sensivity in a Practice-based Setting. American Journal Operative Dentistry 2004;29-3: 241-248.