

Protocolo clínico actual para restauraciones profundas. *Contemporary clinical protocol for deep restorations.*

José de Jesús Cedillo Valencia,* José Eduardo Cedillo Félix**

RESUMEN

El tratamiento de desmineralizaciones profundas, desde el punto de vista biológico y clínico, representa un reto para mantener la vitalidad pulpar; en la actualidad el tema sigue siendo controversia en nuestra práctica clínica, debido a la complejidad del diagnóstico y a elegir una adecuada terapéutica que nos lleve a un éxito clínico. Durante varias décadas, el recubrimiento pulpar directo e indirecto se han realizado con hidróxido de calcio debido a que no existía otro material ideal. La introducción de nuevos biomateriales ha cambiado la terapéutica de las lesiones próximas al tejido pulpar. En este trabajo clínico se expone una nueva opción para tratar estas lesiones, basada en nuevos materiales, los cuales ya han sido estudiados por diversos investigadores.

Palabras clave: Recubrimiento pulpar, caries, lesión, cemento, dolor, pulpa, biocompatibilidad.

ABSTRACT

From a biological and clinical perspective, the treatment of deep demineralization has represented a major challenge to preserving pulp vitality. Today, this issue remains a cause of debate in clinical practice, due to the high complexity of the diagnosis and to the problem of selecting the right treatment to ensure success. For several decades, the material used in direct and indirect pulp capping has been calcium hydroxide, due to the want of any better option. The development of new biomaterials has changed the way we treat lesions located close to pulp tissue. The aim of this article is to present a new treatment option for these kinds of lesions, based on new materials that have been the focus of a range of studies by various researchers.

Key words: Direct pulp capping, caries, lesion, cementum, pain, dental pulp, biocompatibility.

INTRODUCCIÓN

Con la introducción al mercado odontológico de diversos y excelentes materiales de obturación, se han desarrollado diferentes técnicas de restauración de órganos dentales. Sin embargo, lo más importante es el tratamiento del complejo dentinopulpar ya que el paciente puede tener una restauración muy estética, pero si esta causa molestia o dolor constante, el paciente estará incómodo, pudiendo llegar a fracasar la restauración.¹

Los biomateriales han evolucionado de manera impresionante; sin embargo, en el tratamiento de las lesiones profundas, se siguen usando técnicas y materiales empleadas hace ya varias décadas, aunque no se pueden olvidar los principios biológicos que siempre dirigirán y servirán como base para todos los procedimientos restau-

radore. En estos últimos tres años, afortunadamente para el paciente y el odontólogo, se han desarrollado nuevos cementos indicados en lesiones profundas de la dentina.

La comprensión de la biología dental y de los fenómenos que la rodean es de fundamental importancia para la aplicación de los recursos de protección del complejo dentinopulpar. La respuesta a la agresión básicamente depende de la severidad de la misma, así como de la capacidad de reacción del diente ante el agente agresor. Ante una agresión el diente reacciona alterando sus estructuras ya existentes, o creando nuevas. La hipermineralización con la consiguiente obliteración de los túbulos dentinarios y la formación de la dentina terciaria, son ejemplos de cómo el complejo dentinopulpar reacciona y se defiende.²

REVISIÓN DE LA LITERATURA

A. Definiciones

- **Recubrimiento pulpar indirecto:** es una conducta clínica específica para el tratamiento de lesiones de caries aguda y profunda, empleada generalmente

* Presidente de la Academia Mexicana de Operatoria Dental y Biomateriales.

** Odontólogo egresado de la Universidad de la Salle Bajío.

Ciudad Juárez, Chih. México.

Recibido: Agosto 2013. Aceptado para publicación: Agosto 2013.

en pacientes jóvenes, con sintomatología correspondiente a una pulpa con estado de lesión potencialmente reversible, sin exposición pulpar visible. Puede diagnosticarse que la pulpa se encuentra en estado potencialmente reversible cuando no hay registro de dolor espontáneo y cuando responde a estímulos táctiles y térmicos, especialmente al frío.²

- **Recubrimiento pulpar directo:** es el procedimiento en el cual la pulpa dental expuesta accidentalmente durante la preparación cavitaria o por fractura, es cubierta con un material protector de injurias adicionales, material que simultáneamente estimula la formación de una barrera o puente de dentina reparadora.²

B. Materiales utilizados para recubrimiento pulpar indirecto y directo

Hidróxido de calcio

Los productos a base de hidróxido de calcio [Ca(OH)₂] son utilizados desde 1920, debido a su comprobada capacidad para favorecer la formación de dentina reparadora, su biocompatibilidad, la protección pulpar que generan contra estímulos térmicos y eléctricos, además de tener propiedades antimicrobianas.²

La capacidad de inducir neoformación de tejido mineralizado parece estar ligada a su pH alcalino, así como a su potencial antibacteriano. Por tal razón, es el material elegido para cavidades profundas y muy profundas, en la protección pulpar indirecta.^{2,3}

Por otro lado, los cementos de Ca(OH)₂ presentan alta solubilidad y baja resistencia mecánica, sobre todo con el uso del ácido fosfórico y sistemas adhesivos a base de acetona o alcohol.⁴ Adicionalmente, los cementos de Ca(OH)₂ no son materiales adhesivos, por lo que la contracción de polimerización al colocar restauraciones de resina compuesta, puede llevar a su desprendimiento, formando una grieta en la interface con la dentina.⁵ Con la intención de mejorar las propiedades físico mecánicas de los cementos de hidróxido de calcio, se le han adicionado fórmulas fotoactivadas; sin embargo, esas fórmulas aún carecen de comprobación científica de su efectividad.²

El Ca(OH)₂ actúa directamente sobre el tejido pulpar, promoviendo necrosis superficial como consecuencia de su elevado pH.⁶ Esta capa cauterizada, en cierta extensión, actúa de forma semejante a la membrana basal existente entre los ameloblastos y los odontoblastos primarios en diferenciación, en el momento de la formación del esmalte y la dentina.⁷ Al producir la necrosis superficial de la pulpa, el Ca(OH)₂ se transforma en gránulos de

carbonato de calcio, actuando como núcleos de calcificación distrófica inmediatamente debajo de la zona de demarcación, a partir de la cual las células odontoblastoides se diferencian para formar el puente de dentina. A nivel molecular, la necrosis por coagulación sirve de superficie de soporte para la fibronectina, tenacina y factores de crecimiento que regulan la diferenciación y la adhesión de las células odontoblastoides.⁷⁻¹⁰ La aparición de una barrera mineralizada es apreciada 21 días después del tratamiento, con algunos túbulos dentinarios y una interface con el tejido subyacente bastante semejante a una pulpa intacta.¹¹ Adicionalmente, las fibras colágenas interodontoblasticas inducen y soportan la formación estructural inicial de la barrera dentinaria.¹²

En el recubrimiento pulpar directo se utiliza el Ca(OH)₂ pro análisis (PA) en polvo o pasta, que es potencialmente más activo que los cementos de Ca(OH)₂ por no tener una reacción de fraguado y al mismo tiempo tiene un pH más elevado;¹³ no obstante, provoca una capa necrótica espesa, reduciendo el volumen del tejido pulpar hasta en 0.7 mm, que sumado al volumen ocupado por la barrera mineralizada, puede resultar en pérdida significativa de tejido biológicamente activo.¹⁴

Contrariamente, las formulaciones con pH más bajo, como son los cementos de Ca(OH)₂, prácticamente no presentan la capa de necrosis por coagulación y la pérdida de tejido es apenas aquella que corresponde a la formación de barrera mineralizada. Al mismo tiempo, constituyen una protección con mayor resistencia mecánica, mayor aislamiento térmico y eléctrico, con menor solubilidad. Aun así, la formación de barrera mineralizada es más lenta.⁶ Por otro lado, debido al edema resultante del trauma de exposición, su aplicación directamente sobre el tejido pulpar expuesto puede dificultar su aplicación. Además, la presión del exudado pulpar puede causar la dislocación del material, perjudicando el sellado del piso cavitario, teniendo como posibles consecuencias la inflamación crónica de la pulpa o la formación de barrera defectuosa.¹⁵

A pesar de la heterogeneidad de los diseños experimentales y protocolos clínicos para el recubrimiento pulpar directo, la formación de barrera mineralizada ha sido observada cuando se utilizan materiales a base de calcio.¹⁶ Se cree que la formación de barrera de dentina mineralizada puede ser mediada por la liberación de factores de crecimiento y otras moléculas bioactivas presentes en la dentina, estimuladas por el Ca(OH)₂.¹⁷ Por lo tanto, el hidróxido de calcio en forma de cemento o pro análisis, son los materiales de elección para protección pulpar en cavidades profundas o con exposición pulpar.¹⁴

Cemento de ionómero de vidrio (CIV)

El CIV es un material de restauración con propiedades específicas que ha mejorado la práctica de la odontología restauradora. Los cementos de ionómero de vidrio se dieron a conocer en 1972 por Wilson y Kent, aportando nuevas expectativas sobre los materiales dentales. La evolución de este material ha sido constante, pero siempre se han respetado sus características propias biológicas. El intercambio iónico con la estructura dentaria que se obtiene a partir del ácido polialquenoico y la liberación de fluoruro, para mejorar la remineralización, es una de ellas.¹⁸

Después de la correcta colocación y pulido del cemento, se incrementará la liberación del fluoruro durante un periodo de 12 a 18 semanas, localizándose en la estructura dentaria. Tanto el esmalte como el cemento pueden absorber cantidades sustanciales de flúor, gracias al íntimo contacto molecular que facilita el intercambio de flúor.¹⁹ También destacaremos una buena actividad antimicrobiana, aceptable biocompatibilidad pulpar y periodontal, así como una correcta respuesta hística gingival, sobre todo en las restauraciones de clase V.^{20,21}

Entre las principales propiedades fisicoquímicas está el crítico equilibrio hídrico de los ionómeros, que es el problema más importante y menos conocido de este grupo de cementos.¹⁸ Durante la reacción de fraguado inicial, la restauración afecta adversamente debido a la contaminación de la humedad y de la deshidratación. Para prevenir este problema, es importante la utilización de un barniz resistente al agua, evitando la formación de mosaicos y fisuras por deshidratación.

Tanto su resistencia a la compresión y a la tensión, como su resistencia al desgaste y a la erosión, tienen unos valores aceptables, teniendo en cuenta que la durabilidad del material puede verse influenciada por la inapropiada preparación del cemento, la inadecuada protección de la restauración y por las constantes variaciones del medio oral.

Su principal característica fisicoquímica es la adhesión a la estructura dentaria. Los ionómeros de vidrio son cementos polielectrolíticos, con capacidad de adherirse a diversos materiales como esmalte, dentina, cemento, acero inoxidable, estaño, platino u oro galvanizados;²² su fuerza de unión está influenciada por el material que se utilice como acondicionador de la superficie. Actualmente se recomienda el uso de ácido poliacrílico al 10 o 40% durante 20 o 10 segundos respectivamente.

Gracias a la unión química del ionómero de vidrio con la estructura dental subyacente, la microfiltración marginal se reduce mediante la técnica sándwich (ionómero-composite), en restauraciones situadas bajo

la unión esmalte-cemento, obteniendo resultados bajos de microfiltración.²³

Una modificación innovadora en la formulación del ionómero de vidrio, es la incorporación del *biocative glass* (BAG), cuya presencia ha aumentado la capacidad de remineralización. Sin embargo, la incorporación de esos elementos al ionómero de vidrio aún necesita ser más clara.²⁴ Otra reciente y valiosa información sobre el poder de remineralización de los ionómeros de vidrio es la verificación de que la asociación entre los iones estroncio y flúor tiene la capacidad formadora de apatita, inclusive cuando es aplicado directamente sobre la dentina cariada.²⁵

Por ser naturalmente bactericidas y menos agresivos biológicamente, los CIV se constituyen en una importante opción para la protección indirecta del complejo dentinopulpar.^{2,26}

Sistemas adhesivos

Uno de los aspectos de la odontología que más se ha desarrollado en los últimos años es la adhesión de materiales a las estructuras dentales. La aparición de la adhesión dental en odontología ha provocado un cambio favorable, desde el punto de vista conservador, en la ejecución de un sin número de tratamientos. Los métodos tradicionales de retención han sido sustituidos por procedimientos adhesivos que conservan y preservan la estructura dentaria.²⁷

El grabado ácido de la dentina fue introducido por Fusayama y colaboradores en 1979,²⁸ posteriormente Nakabayashi en 1982²⁹ demuestra la infiltración de monómeros de resina en la interface del adhesivo. Pashley y Carvalho en 1997³⁰ afirmaron que en la dentina este proceso de grabado ácido clásicamente provoca lo siguiente: incrementa la permeabilidad transdental, remueve la capa de barrillo dentinario, elimina el contenido mineral de la dentina intertubular en una profundidad de 2-7 μm y expone un armazón con microporos de fibras colágenas.

Con el concepto de capa híbrida, se lanzó la hipótesis de que los sistemas adhesivos inevitablemente actuaran como agentes de protección.³¹ Sin embargo, después del grabado ácido, la permeabilidad de dentina aumenta, debido a la remoción del lodo dentinario (*smear layer*) y los tapones de desechos (*smear plugs*), así como por la desmineralización de la dentina peritubular, ocasionando el aumento del diámetro de los túbulos dentinarios. La presencia de la humedad puede perjudicar la calidad de la capa híbrida debido a la interacción entre la presión del fluido dentinario, así como la capacidad de difusión del sistema adhesivo en toda la extensión de la dentina

desmineralizada. En consecuencia, permanece una capa de fibrillas de colágeno no protegida por el adhesivo.³² Por otro lado, el rápido e inmediato aumento de permeabilidad de la dentina grabada puede causar, también, la aspiración de los núcleos de los odontoblastos, matándolos y desorganizando su capa.^{2,33} La presencia de fluido pulpodentinario lleva a la incompleta polimerización del «primer» resultando en el sellado imperfecto de la cavidad. Además, fracciones no polimerizadas de sistemas adhesivos pueden dislocarse hacia el límite de la periferia pulpar, perjudicando la integridad del tejido, principalmente en cavidades muy profundas. Aun cuando son aplicados indirectamente sobre la pulpa, los monómeros resinosos son considerados citotóxicos. En esa línea de investigación, Hebling y su grupo³⁴ observaron una respuesta inflamatoria mucho más evidente cuando el sistema adhesivo fue aplicado en cavidades profundas en comparación al uso de cemento de $\text{Ca}(\text{OH})_2$, observando que la intensidad de la reacción aumentaba a medida que el remanente dentario se tornaba más delgado, probando que la intensidad de la respuesta inflamatoria depende de la cantidad de estructura dentaria remanente.

Independientemente de la complejidad de los fenómenos que envuelven el proceso de hibridación de la dentina, jamás hubo antes de los adhesivos, materiales que interactuasen tan íntimamente con los sustratos dentinarios. Por otro lado, el éxito alcanzado con la hibridación ha llevado al uso indiscriminado de los sistemas adhesivos.

Según Bergenholtz,³⁵ el potencial de toxicidad de los materiales restauradores no sería responsable por el daño pulpar, pero sí el de la presencia de microorganismos y el efecto de sus toxinas. Con base en este raciocinio se divulgó la posibilidad de que los materiales resinosos, naturalmente citotóxicos, no pudiesen ser usados como agentes protectores del complejo dentinopulpar.¹⁵ A pesar de este concepto, otros importantes estudios comprobaban que la citotoxicidad de los sistemas adhesivos es suficiente para causar alteraciones irreversibles en la pulpa.^{15,36-38} Del mismo modo, los sistemas adhesivos autocondicionantes que teóricamente no necesitan de la remoción de la capa de desecho (*smear layer*), pueden provocar respuestas inflamatorias al tejido pulpar de moderadas a severas.³⁹

Aun con esas confirmaciones científicas, existen autores que recomiendan la aplicación del sistema adhesivo sobre el tejido pulpar. Sin embargo, al comparar los resultados favorables y desfavorables del empleo de los sistemas adhesivos, se observa que no se puede extrapolar los resultados obtenidos con animales de

laboratorio para la aplicación en seres humanos ya que la absoluta mayoría de las investigaciones realizadas en pulpas humanas, mostraron resultados negativos a corto y mediano plazo.⁴⁰ De esta forma, en cavidades profundas o con exposición pulpar, la técnica adhesiva debe ser empleada subsecuentemente a la aplicación de materiales más biocompatibles.

Agregado de trióxido mineral

El agregado de trióxido mineral (*mineral trioxide aggregate*, MTA), fue desarrollado y reportado por primera vez en 1993 por Lee, Torabinejad y asociados.⁴¹ Diversos estudios demuestran que siendo el MTA un derivado del cemento Portland, comparte los mismos componentes principales como el calcio, fosfato y sílice.⁴²

El MTA ha sido estudiado ampliamente como material para el sellado de comunicaciones entre el sistema de conductos radiculares y los tejidos perirradiculares. Sus propiedades han sido evaluadas *in vitro* e *in vivo*, siendo este material muy prometedor para determinadas indicaciones. Los estudios disponibles parecen demostrar que este material puede utilizarse tanto en perforaciones radiculares como en obturaciones retrógradas, así como en el tratamiento de exposiciones pulpares; todo lo anterior es gracias a que tiene la cualidad de formar puentes dentinarios, ser biocompatible, tener un pH alcalino y a que no favorece la inflamación.^{43, 44.}

El MTA recibió su aprobación por *USA Food and Drug Administration* (Administración o Federación de Drogas y Alimentos de Estados Unidos) en 1998. Desde su primera descripción en la literatura dental por Lee colegas en 1993, el MTA ha sido utilizado en aplicaciones tanto quirúrgicas como no quirúrgicas.⁴⁵

La composición del MTA consta de partículas finas hidrofílicas que fraguan en presencia de humedad. La hidratación del polvo genera un gel coloidal que forma una estructura dura. Está compuesto principalmente por partículas de silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato férrico tetracálcico, sulfato de calcio dihidratado, óxido tricálcico y óxido de silicato.⁴⁶

El MTA blanco difiere del gris básicamente por la ausencia de partículas de acero y por la disminución de la cantidad de algunos óxidos como Al_2O_3 y FeO .⁴⁷ En la presencia de humedad el MTA se disocia en un gel hidratado de silicato de calcio, lo que puede explicar el éxito clínico de este material en los procesos biológicos de reparación pulpar.⁴⁸ Por otro lado, el proceso de reparación dentinaria puede estar relacionado a una reacción físico-química que ocurre entre el MTA y el diente, como

ha sido descrito por Sarkar y su equipo de trabajo.⁴⁹ Según el autor el MTA es un material bioactivo que al tener contacto con la dentina forma en la interface del diente/material, compuestos de hidroxiapatita.

La utilización del MTA se ha expandido en otras aplicaciones tales como: recubrimiento pulpaes directos e indirectos, pulpotomías, perforaciones radiculares y en la región de furca. Conforme son reportados en la literatura, tanto en estudios in vitro como in vivo, el MTA demostró ser un material indicado para tales situaciones, ya que presenta una capacidad excelente de sellado pulpar y biocompatibilidad para prevenir toxicidad e irritabilidad a los tejidos, así como para generar la inducción y proliferación celular, regeneración del cemento y formación de puente dentinario.⁴⁹⁻⁵¹

C. Futuras estrategias para el tratamiento de la pulpa vital

La búsqueda de materiales que posibiliten mayores índices de éxito para el tratamiento conservador de la pulpa, ya afectada por la progresión de la caries dentaria, torna a la ingeniería tisular en una opción para el descubrimiento de nuevas estrategias de tratamiento de la pulpa vital.² La ingeniería de los tejidos corresponde a un campo de investigación reciente que tiene por objetivo recrear los tejidos y los órganos funcionales y saludables para la sustitución de aquellos que se encuentren afectados por enfermedades.⁵²

La búsqueda de una mejor comprensión de la aplicabilidad de los biomateriales a la clínica médica y odontológica hizo viable la integración interdisciplinaria entre las ciencias exactas-ingeniería y las ciencias biológicas,⁵³ de manera que la utilización de moléculas bioactivas en la odontología, viene siendo objeto de un gran número de investigaciones. Estudios sobre la formación de dentina terciaria, reparación y regeneración tisular, han sido motivados por el potencial terapéutico de esas moléculas.^{54,55} No obstante, aún está en investigación el control de la actividad celular de los tejidos en general y, más específicamente, sobre el tejido pulpar.²

Silicato tricálcico purificado

Este nuevo cemento controla la pureza del silicato de calcio, eliminando el aluminio y otras impurezas; por tal motivo, incrementa las propiedades físico-químicas (endurecimiento rápido, alta dureza mecánica).⁵⁶ Actualmente, los cementos dentales basados en silicato de calcio son reconocidos por su biocompatibilidad, además de ser

inductores de tejidos mineralizados,⁵⁷ pero carecen de propiedades mecánicas y son difíciles de manipular.⁵⁸ La principal mejoría fue orientada a desarrollar un material basado en silicato de calcio, con propiedades superiores a los ya existentes en relación al tiempo de fraguado, propiedades mecánicas y manipulación. Este nuevo material es conocido como Biodentine® de la compañía Septodont. Con el objetivo de acortar el tiempo de fraguado y mejorar la resistencia mecánica, los silicatos de calcio son combinados con diversos materiales.

Componentes: Polvo. Silicato tricálcico ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$), carbonato de calcio (CaCO_3), dióxido de zirconio (ZrO_2). Líquido. Cloruro de calcio dihidratado ($\text{CaCl}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$), Polímero hidrosoluble.

Según los estudios clínicos realizados con el silicato tricálcico, este cemento no es citotóxico,⁵⁹ por lo que es un material seguro para su uso en clínica. La propiedad de biocompatibilidad de un material es una característica del silicato tricálcico, teniendo similitud con el cemento MTA.⁶⁰

El estudio clínico hecho por Laurent y colaboradores (2008)⁶¹, muestra que el uso del silicato tricálcico como recubrimiento pulpar directo puede inducir el desarrollo de dentina reparadora (primer signo de formación de barrera mineralizada), para de esta manera conservar la vitalidad de la pulpa dental. Los autores concluyeron que este cemento es capaz de estimular la mineralización.⁵⁷

El silicato tricálcico ha demostrado ser biocompatible pues no induce daño a las células pulpaes,⁶² y tiene la capacidad de estimular la formación de dentina reparadora.⁶³ La formación de tejido duro ha sido relatada como consecuencia posterior a tratamientos pulpaes realizados con este cemento.^{59,61,64} Este material usado como recubrimiento, ofrece más beneficios cuando es comparado con el cemento a base de $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Cuenta con propiedades de dureza, baja solubilidad y produce un fuerte sellado.⁶⁵ Supera las principales desventajas del $\text{Ca}(\text{OH})_2$ como: falta de unión a la dentina y resina, solubilidad del cemento y la microfiltración.

Comparado con otros materiales (ej: *Mineral trioxide aggregate*), el silicato tricálcico es suficientemente estable, por eso puede usarse para base, en recubrimientos pulpaes indirectos y obturaciones temporales.⁶⁵ Recomiendan llenar completamente la cavidad con este cemento en un primer paso y reducir la base en una segunda visita, después de una semana y hasta seis meses, para colocar la restauración definitiva.⁶³ Es por eso que es de vital importancia que el recubrimiento cavitario selle e impida la contaminación bacteriana.^{66,67} Otro argumento para

realizar la obturación en dos pasos o citas, es dejar que termine el cristalizado completo del cemento, que se logra hasta los 28 días.⁶⁸

Si es la elección del clínico realizar la restauración en una sola visita, es factible colocar el silicato tricálcico, ya sea en recubrimientos pulpaes directos o indirectos, obturando con composites. Cuando se opta por esta opción, es importante esperar de 12 a 15 minutos después de realizar la mezcla y así colocar la resina. Las obturaciones con el silicato tricálcico demostraron la pérdida del cemento en los márgenes cavo superficiales después de tres meses, esto se atribuye principalmente al manejo incorrecto. Durante el ajuste oclusal, el silicato tricálcico no debe ser preparado con instrumentos rotatorios y sobre todo con agua.⁶⁹ Es muy importante tomar en consideración la manipulación del silicato tricálcico y el terminado final para que el cemento no pierda sus propiedades. Se lleva el cemento a la cavidad con instrumentos condensadores, ejerciendo ligera presión. Con los mismos instrumentos se ajusta la oclusión y se le puede dar una anatomía primaria; se sugiere utilizar los instrumentos para la amalgama, inclusive el porta amalgama sirve para llevar el cemento a la cavidad. La excesiva presión al condensarlo, o el exagerado recorte y terminado, puede alterar los cristales del cemento, perdiendo dureza el material.

Al escoger un material para recubrimiento pulpar, además de buscar biocompatibilidad y bioestimulación, deben de ser tomados en cuenta los siguientes factores: el material debe ser biocompatible y capaz de estimular la formación de tejido duro. Existen otros factores que también juegan un papel crítico al utilizarlo como recubrimiento pulpar directo: 1) El tejido pulpar debe estar libre de bacterias o toxinas bacterianas; en términos clínicos, esto significa que el órgano dentario debe estar asintomático y el sangrado pulpar, después de la comunicación, debe ser fácil y rápidamente controlable. 2) Es indispensable realizar una meticulosa hemostasis.⁷⁰ El hipoclorito de sodio es la solución ideal para la hemostasia, porque controla rápidamente el sangrado, mientras que al mismo tiempo desinfecta la cavidad.⁷¹

Podría ser que este cemento provoque en la dentina corrosión alcalina, por lo cual deja una «zona de interacción mineral». La difusión del cemento en los túbulos dentinarios es de 10 a 20 μm . Esto da una retención micromecánica con el cemento en la dentina, dándole su propiedad autoadhesiva.⁷²

En resumen: este cemento es excelente sustituto de dentina, mantiene la vitalidad pulpar y estimula la formación de tejido duro, ya sea como la formación de dentina terciaria reactiva o reparativa.⁷⁰

TheraCal LC[®]

Siguiendo la premisa de las noblezas que nos otorga el silicato de calcio, se han creado diversos productos con este mismo material, pero con diferentes características físicas, químicas y mecánicas, así como diferentes aplicaciones clínicas.

Esta nueva presentación del silicato de calcio conocida como silicatos de calcio modificado con resina (SCMR) o por su nombre comercial TheraCal LC[®] de la compañía Bisco, ofrece ciertas ventajas clínicas con respecto a los otros productos similares que existen.

Dentro de las indicaciones del SCMR se encuentran las de recubrimiento pulpar directo e indirecto, así como liner para restauraciones, incluyendo resinas, amalgamas y otros cementos.

La formulación de este material consiste en un 45% de partículas de silicato tricálcico (cemento Portland tipo III), 10% de un componente que lo provee de radiopacidad (estroncio), 5% de un agente que le otorga características hidrofílicas (sílica pirogénica), y un contenido de resina de 45%. Dentro del componente de resina se encuentran monómeros hidrofóbicos como dimetacrilato de uretano (UDMA), bisfenol A-Glycidil metacrilato (Bis-GMA), Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA); también contiene monómeros hidrofílicos como hidroxietil metacrilato (HEMA) y politelenglicol dimetacrilato (PEGDMA).⁷³

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

Los materiales que contienen calcio generan un aumento en la biodisponibilidad del mismo; esto estimula de diferentes maneras la formación del puente dentinario. El calcio estimula a las células involucradas en la formación de tejidos mineralizados, promueve la diferenciación de fibroblastos en odontoblastos, ayudando a que aumente la actividad de la enzima pirofostasa que es de gran importancia para la mineralización de la dentina. También el calcio actúa en conjunto con el fosfato presente en la sangre, plasma y fluido dentinario, para promover la precipitación de hidroxiapatita y finalmente la formación de un puente dentinario.⁷⁴⁻⁷⁹

Según ciertos estudios comparativos, el SCMR ha demostrado liberar mayor cantidad de iones de calcio y generar mayor formación de hidroxiapatita que otros materiales utilizados para recubrimientos pulpaes (hidróxido de calcio y MTA).^{73,80}

Otra de las características que posee el SCMR, que también ayuda a la formación de dentina e hidroxiapatita, es que crea un pH alcalino de entre 10 y 11, pero en un periodo de tres días comienza a regresar a un pH neutro.⁷³

Uno de los problemas que presentan en general la mayoría de los materiales que contienen $\text{Ca}(\text{OH})_2$, es su alta solubilidad. Esto en un futuro causa filtraciones, la desaparición del liner y finalmente el fracaso de las restauraciones. Ante este problema, los creadores de estas nuevas generaciones de productos en base a silicatos de calcio, se han puesto como una de sus metas disminuir la solubilidad y mejorar la adhesión a los tejidos dentarios. En estudios *in vitro* Gandolfi y su grupo demostraron que SCMR tiene menor solubilidad al ser comparado con productos a base $\text{Ca}(\text{OH})_2$ y MTA.⁷³

La presencia de un componente a base de resina hace pensar que este material puede tener citotoxicidad, sin embargo Hebling y su grupo⁸¹ compararon la citotoxicidad de SCMR con respecto a otros forros cavitarios a base de ionómero de vidrio modificado con resina (Vitrebond® de 3M ESPE) y de hidróxido de calcio (UltraBlend® Plus de Ultradent); TheraCal LC® demostró tener menores efectos citotóxicos que los otros dos materiales; es de importancia señalar que Vitrebond® es un material altamente investigado y aceptado como un forro cavitario.⁸¹

En otro estudio comparativo llevado a cabo en animales de laboratorio, se realizaron exposiciones pulpares a dientes sanos o con inflamación, y posteriormente a un grupo se le realizaron recubrimientos pulpares con un SCMR y otro con hidróxido de calcio fotocurable modificado con resina. Los órganos dentarios sanos tratados con SCMR no mostraron sintomatología, en tanto que un 75% de los dientes que presentaban inflamación sanaron de manera correcta, en tanto que aquellos dientes tratados con hidróxido de calcio no mostraron reparación y/o formación de un puente de dentina.⁸² Sin embargo, aunque estos estudios muestren la baja toxicidad y la efectividad del SCMR, falta que el producto sea probado a largo plazo; sin embargo, estos resultados no dejan de ser alentadores.

Además de las características de protección pulpar y formación de un puente de dentina, los materiales utilizados como recubrimientos pulpares y/o forros cavitarios, deben tener ciertas características que faciliten su uso clínico. Una de las ventajas clínicas de este silicato de calcio modificado con resina es su radiopacidad y que es fotocurable hasta un espesor de 1.7 mm;⁷³ aunque el fabricante recomienda fotocurar en incrementos no mayores a 1 mm. Su presentación en jeringa, consistencia y color, le dan las características clínicas ideales para ser utilizado como un forro cavitario o para recubrimientos pulpares.

Los silicatos de calcio modificados con resina son materiales prometedores para el tratamiento de cavidades

profundas, pero como cualquier material el tiempo y la experiencia clínica nos demostrará su efectividad.

CASO CLÍNICO

Se presenta en el consultorio una paciente joven de sexo femenino, de 38 años de edad, quien externa que presenta dolor, principalmente a los cambios térmicos, en el primer molar inferior izquierdo. Se toma una radiografía del primer molar, observándose una restauración radiopaca, muy cerca del tejido pulpar (*Figura 1*).

Se le indica a la paciente que se le tiene que remover la amalgama y de acuerdo a la amplitud y profundidad de la cavidad, en ese momento operatorio, se decidirá qué tipo de restauración se colocará; posiblemente requiera tratamiento de conductos. Se anestesia de manera convencional y se procede al aislamiento absoluto del campo operatorio (*Figura 2*).

Al observar la restauración se detectan unas líneas de fractura por la expansión de la amalgama, también se puede observar el desajuste de la misma por lo cual los márgenes del esmalte en la periferia de la restauración están oscuros, diagnosticándose también una recidiva de la lesión de caries, que produce el dolor referido por la paciente.

Procedemos a retirar la amalgama con una fresa de carburo número 4, con abundante agua y mucha precaución, sobre todo en el piso pulpar, por la proximidad observada radiográficamente (*Figura 3*).

Con cuidado retiramos la restauración para evitar desgastar más tejido dental del que ya ha perdido el diente. Debido a que aún se observa la recidiva de la lesión de caries, en este momento, para no hacer comunicación pulpar, se evita el uso de la fresa teniendo en cuenta la cercanía de la pulpa. Existen varias alternativas para continuar preparando la cavidad y eliminar el tejido desmineralizado. De acuerdo a nuestra experiencia clínica, la mejor técnica es utilizar Carisolv en combinación con los instrumentos del mismo nombre; estos instrumentos se comercializan en conjunto con el Carisolv, aunque se pueden utilizar sin esta solución y reemplazarla o utilizarse sin ningún líquido.⁸³

El estuche consta de cinco instrumentos con doble parte activa, de función y forma distinta. Con el instrumento número 2, multistar, instrumento básico para aplicar el gel, lo impregnamos del líquido y lo llevamos a la cavidad (*Figura 4*).

El Carisolv es un líquido incoloro, compuesto principalmente por aminoácidos (ácido glutámico, leucina, lisina), cloruro de sodio, agua destilada e hidróxido de

sodio; también contiene una solución de hipoclorito de sodio a 0.95% y tiene un pH de 11. Su principal función es ablandar el tejido desmineralizado, que se retira posteriormente con instrumentos de raspado dejando en la cavidad el tejido firme.⁸⁴ Otra solución similar es el Papacarie, el cual es un producto brasileño, que está compuesto principalmente por una enzima proteolítica extraída de la papaya.⁸⁵

El Carisolv se deja reposar por 30 segundos, posteriormente se remueve el tejido desmineralizado con el instrumento número 2, star 3 (Figura 5). Si existiera más tejido desmineralizado, se coloca de nueva cuenta el Carisolv y se comienza a retirar con las cucharillas de inmediato, sin la necesidad de esperar 30 segundos.

Después de remover el tejido desmineralizado y conservar el tejido calcificado, la dentina se muestra pigmentada por la amalgama y el resultado del metabolismo bacteriano, sugiriendo que es mejor dejar una capa aunque sea delgada de dentina, que tendrá oportunidad de mineralizarse con algún forro cavitario capaz de estimular la remineralización de la dentina como se explicó anteriormente (Figura 6).

En esta técnica no se recomienda el uso de algún desinfectante de la cavidad o alguna otra solución antibacteriana, ya que el forro cavitario que se colocará será capaz de estimular a la formación de un puente de dentina secundaria y de hidroxiapatita. Además, una vez sellada herméticamente la cavidad, morirá cualquier bacteria existente. Únicamente se lava con agua tridestilada y se elimina el agua, dejando la dentina húmeda y no seca. Posteriormente se lleva a la cavidad el TheraCal LC[®], con el instrumento adecuado, teniendo en cuenta no colocar un espesor de material mayor a 1 mm de acuerdo al fabricante. Se lleva el material a la cavidad con el instrumento adecuado y polimerizando el SCMR por 20 segundos cada incremento, en este caso se colocó un solo incremento (Figura 7).

Una de las indicaciones de este material es en recubrimientos pulpaes indirectos, por lo cual en este caso no hicimos comunicación con el tejido pulpar. El SCMR es compatible con técnica adhesiva, bases y la restauración de elección del odontólogo.

Dado que las paredes de la cavidad quedaron débiles, con poco soporte dentinario y con fracturas dejadas por la amalgama, elegimos cubrir las cúspides con una restauración Onlay de resina compuesta indirecta nanohíbrida, por lo cual se reconstruyó el primer molar con un ionómero de vidrio de alta densidad, el cual es firme para su preparación y resiste las fuerzas oclusales (Figura 8).

Después de 2:30 minutos de endurecimiento del ionómero, se realiza la preparación de la Onlay de acuerdo a los parámetros y requisitos para este tipo de restauración. También si el clínico así lo requiere, se puede preparar en una cita subsecuente, ya que el ionómero de vidrio deja bien sellada la cavidad y no hay riesgo de contaminación, o también que se pueda presentar algún desgaste o desajuste marginal (Figura 9).

Después de realizar la preparación, se toma la impresión con un polivinilsiloxano por adición, con su respec-



Figura 1. Radiografía preoperatoria.

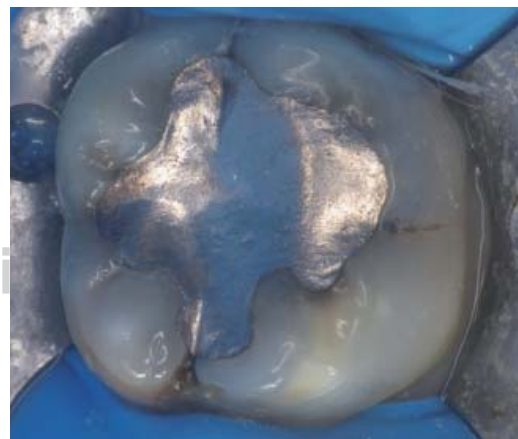


Figura 2. Primer molar inferior izquierdo. Vista preoperatoria.



Figura 3. Cavidad al retirar la restauración.

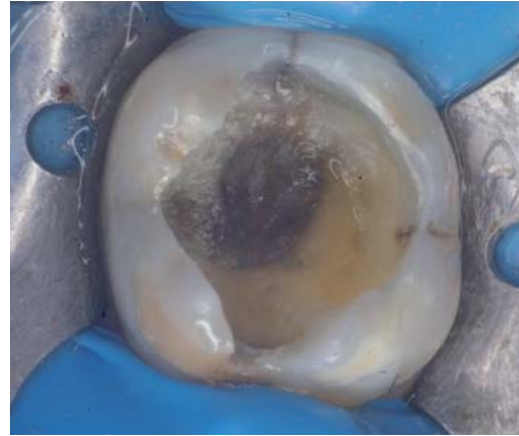


Figura 6. Cavidad con remoción de la dentina desmineralizada.

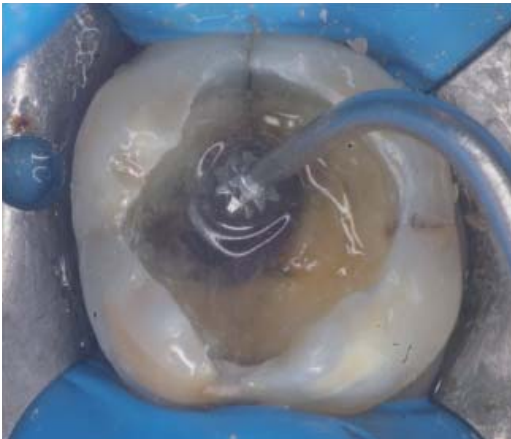


Figura 4. Se lleva el Carisolv con el instrumento 2.

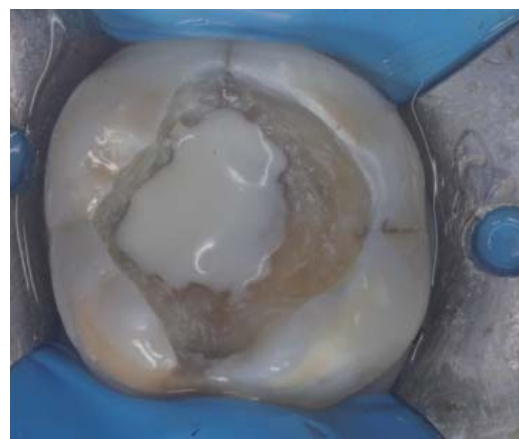


Figura 7. Colocación del silicato de calcio modificado con resina.



Figura 5. Removiendo el tejido desmineralizado. Star 3.

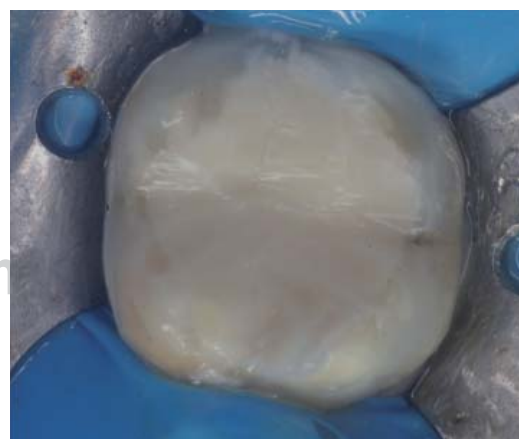


Figura 8. Se reconstruye con ionómero de vidrio de alta densidad.

tiva cucharilla individual de acrílico; como mencionamos anteriormente, se eligió por estética una restauración con resina indirecta nanohíbrida (Figura 10).

A continuación se cementa la Onlay con un cemento autoadhesivo, esto para concordar con los lineamientos ya establecidos para la cementación de una restauración de resina indirecta. Es necesario valorar el sellado radiográficamente y realizar el ajuste oclusal una vez cementada la restauración. Para finalizar se pule la Onlay con el protocolo habitual y se sellan los márgenes con un sellador de márgenes cavosuperficiales (Figura 11).

DISCUSIÓN

Los tratamientos de recubrimiento pulpar directo e indirecto, han sido de gran controversia a lo largo de la historia

de la odontología moderna debido a la complejidad del manejo del tejido dentinario profundo y la pulpa dental.

La gran importancia de estos tratamientos, así como los materiales que se han utilizado, recae en tratar de mantener la vitalidad pulpar con el fin último de dar mayor longevidad a los órganos dentarios.

El material dental más empleado para realizar recubrimientos pulpares directos e indirectos ha sido el hidróxido de calcio Ca(OH)_2 , debido a su capacidad de formar dentina reparadora y tejido mineralizado gracias a su pH alto y a la liberación de calcio.²

Aunque posee la capacidad para formar un puente dentinario, sus características físicas, químicas y mecánicas para soportar materiales restauradores no es la ideal.^{4, 5} Dentro de los problemas principales que presenta está la gran solubilidad que tiene, así como su falta de adhesión tanto a los tejidos dentales como a los materiales restauradores, pudiendo ocasionar que se desarrollen filtraciones.^{4,5}

Debido a los inconvenientes que presenta el hidróxido de calcio, se han desarrollado materiales de nueva generación a base de silicatos de calcio, que ofrecen las características de reparación y estimulación de los tejidos pulpares para la formación de dentina de reparación y nuevo tejido mineralizado; pero su principal característica es que superan las desventajas del hidróxido de calcio ya que presentan baja solubilidad, alta dureza y capacidad de unión a la dentina y a la resina.⁶⁴

En el mercado existen diversas presentaciones de los silicatos de calcio, pero en esta ocasión decidimos poner a su consideración un material que por sus características físicas, químicas y mecánicas además de las ventajas clínicas que nos ofrece, pudiera ser en un futuro un sustituto para el hidróxido de calcio. Comercialmente conocido



Figura 9. Preparación de la Onlay.



Figura 10. Restauración de resina indirecta con resina nanohíbrida.



Figura 11. Restauración cementada.

como TheraCal LC[®], es un material a base de un silicato de calcio modificado con resina.

La presentación a modo de pasta dentro de una jeringa sin necesidad de mezclado, aunado a que es fotocurable, lo hacen ser un material ideal para ser utilizado en recubrimientos pulpaes y como forro cavitario. Esto es una gran ventaja ya que la manipulación de otros silicatos de calcio es más complicada, aunque las indicaciones clínicas de los SCMR son más limitadas.^{56,73,82}

Si bien los SCMR tienen grandes cualidades, se tiene que poner a consideración que un 45% de sus componentes son resina. Hebling et al³⁴ refieren que debido a que el fluido dentinopulpar causa una polimerización incompleta de los monómeros de resina, y que estos monómeros son citotóxicos, se debe evitar su uso directo o cercano al tejido pulpar.

Contrario a lo anterior, nuevamente Hebling y su grupo⁸¹ sostienen que los SCMR resultan ser menos citotóxicos que otros recubrimientos pulpaes directos a base de ionómeros de vidrio modificados con resina o hidróxido de calcio. Gandolfi y su grupo⁷⁶ demostraron en estudios *in vitro*, la baja solubilidad de los SCMR, así como su capacidad para liberar calcio y crear un medio alcalino.

De acuerdo a la revisión bibliográfica que se ha realizado de este nuevo material y a su comparación con otros, y gracias a la experiencia clínica que se ha desarrollado, podemos decir que es un material con un buen futuro. El éxito o fracaso dependerá en gran medida de que sea utilizado bajo las indicaciones correctas, siempre recordando bajo qué condiciones se tiene que colocar un recubrimiento pulpar directo o indirecto.

CONCLUSIÓN

El clínico busca siempre conservar los órganos dentales de sus pacientes, este es el principal objetivo, procurando mantenerlo con vitalidad pulpar. Para ello, es importante realizar un diagnóstico certero del estado en que se encuentra la pulpa y el tejido dentinario remanente, así como la adecuada realización de las etapas de los protocolos clínicos de las técnicas conservadoras, que son esenciales para realizar un correcto tratamiento restaurador definitivo.

El odontólogo debe decidir el material y el protocolo clínico más adecuados a cada situación clínica, asociando el conocimiento científico a la habilidad técnica para lograr mantener la vitalidad de la pulpa.

Este nuevo silicato de calcio es conocido como silicato de calcio modificado con resina (SCMR). Nos ofrece varias ventajas clínicas en la operatoria dental, principalmente

tenemos otra alternativa para colocar un cemento en la cercanía o bien, en contacto directo con el tejido pulpar.

BIBLIOGRAFÍA

- Pereira JC, Esteves T, Costa L, Cestari T, Ribeiro M, Pagani M. Recubrimiento pulpar directo e indirecto: mantenimiento de la vitalidad pulpar. *Acta Odontológica Venezolana*. 2011; 49 (1): 15.
- Pereira JC, Sene F, Hannas AR, Costa LC. Tratamientos conservadores da vitalidade pulpar: Princípios biológicos e clínicos. *Biodonto*. 2004; 2 (3): 8-70.
- Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent*. 2001; 29 (1): 7-13.
- El-Araby A, Al-Jabab A. The influence of some dentin primers on calcium hydroxide lining cement. *J Contemp Dent Pract*. 2005; 6 (2): 1-9.
- Goracci G, Mori G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. *Quintessence Int*. 1996; 27 (2): 129-135.
- Stanley HR, Lundy T. Dycal therapy for pulp exposures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972; 34 (5): 818-827.
- Tjäderhane L. The mechanism of pulpal wound healing. *Aust Endod J*. 2002; 28 (2): 68-74.
- de Souza Costa CA, Duarte PT, de Souza PP, Giro EM, Hebling J. Cytotoxic effects and pulpal response caused by a mineral trioxide aggregate formulation and calcium hydroxide. *Am J Dent*. 2008; 21 (4): 255-261.
- Sawicki L, Pameijer CH, Emerich K, Adamowicz-Klepalska B. Histological evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide in direct pulp capping of human immature permanent teeth. *Am J Dent*. 2008; 21 (4): 262-266.
- Tziafas D, Smith AJ, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *J Dent*. 2000; 28 (2): 77-92.
- Pereira JC, Stanley HR. Pulp capping: influence of the exposure site on pulp healing histologic and radiographic study in dogs' pulp. *J Endod*. 1981; 7 (5): 213-223.
- Kitasako Y, Shibata S, Cox CF, Tagami J. Location, arrangement and possible function of interodontoblastic collagen fibres in association with calcium hydroxide-induced hard tissue bridges. *Int Endod J*. 2002; 35 (12): 996-1004.
- Accorinte ML, Loguercio AD, Reis A, Carnerio E, Grande RH, Murata SS, Holland R. Response of human dental pulp capped with MTA and calcium hydroxide powder. *Oper Dent*. 2008; 33 (5): 488-495.
- Pereira JC, Bramante CM, Berbert A, Mondelli J. Effect of calcium hydroxide in powder or in paste form on pulp-capping procedures: histopathologic and radiographic analysis in dog's pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1980; 50 (2): 176-186.
- Pereira JC, Segala AD, Costa CA. Human pulpal response to direct pulp capping with an adhesive system. *Am J Dent*. 2000; 13 (3): 139-147.
- Olsson H, Petersson K, Rohlin M. Formation of a hard tissue barrier after pulp capping in humans. A systematic review. *Int Endod J*. 2006; 39 (6): 429-442.
- Graham L, Cooper PR, Cassidy N, Nör JE, Sloan AJ, Smith AJ. The effect of calcium hydroxide on solubilisation of bio-active dentine matrix components. *Biomaterials*. 2006; 27 (14): 2865-2873.
- Mount GJ. Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Guía clínica. Barcelona: Salvat; 1990.
- Hattab FN, El-Mowaly om, Salem NS. Estudio *in vivo* de la liberación de flúor de un cemento de ionómero de vidrio. *Quintessence (ed. esp.)*. 1992; 5: 437-440.

20. García R et al. Gingival tissue response to restorations of deficient cervical contours using a glass ionomer material. *J Prosthet Dent.* 1980; 8: 68-74.
21. Koch G, Hatoboovuc S. Glass ionomer as a fluoride release system *in vivo*. *Swed Dent J.* 1990; 14: 267-273.
22. Galan D. Aplicación clínica de restauraciones del ionómero de vidrio Geristore en la dentición del anciano. *J Esthet Dent* (ed. esp.). 1992; 2: 28-33.
23. Schwartz J et al. Reducing microleakage with the glass ionomer resin sandwich technique. *Oper Dent* 1990; 15: 1286-92.
24. Yli-Urpo, Matti N, Timo N. Compound changes and tooth mineralization effects of glass ionomer cements containing bioactive glass (S53P4), an *in vivo* study. *Biomaterials* 2005; 30: 5934-41.
25. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an *in vivo* study. *J Dent* 2006; [Epub ahead of print].
26. Brook IM, Hatton PV. Glass-ionomers: bioactive implant materials. *Biomaterials* 1998; 19: 565-571.
27. Schwartz R, Summith J, Robbins J. *Fundamentos en Odontología Operatoria. Un logro contemporáneo.* Caracas, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A., 1999.
28. Fusayama T, Nakamura M, Korosaki N, Iwaku M. Nonpressure adhesion of a new adhesive restorative system. *J Dent Res.* 1979; 58: 1364-1370.
29. Nakabayashi N. Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive inter-face. *Dent Mater.* 1982; 1: 78-81.
30. Pashley D, Carvalho R. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997; 25 (5): 335-372.
31. Cox CF, Hafez AA, Akimoto N, Otsuki M, Suzuki S, Tarim B. Biocompatibility of primer, adhesive and resin composite systems on non-exposed and exposed pulps of non-human primate teeth. *Am J Dent.* 1998; 11 (Spec No): S55-63.
32. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7(2): 104-33.
33. de Souza Costa CA, do Nascimento AB, Teixeira HM. Response of human pulps following acid conditioning and application of a bonding agent in deep cavities. *Dent Mater* 2002; 18(7): 543-51.
34. Hebling J, Giro EM, Costa CA. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. *J Dent* 1999; 27(8): 557-64.
35. Bergenholtz G. Evidence for bacterial causation of adverse pulp responses in resin-based dental restorations. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11 (4): 467-480.
36. Chen RS, Liu CC, Tseng WY, Jeng JH, Lin CP. Cytotoxicity of three dentin bonding agents on human dental pulp cells. *J Dent.* 2003; 31 (3): 223-9.
37. Accorinte ML, Loguercio AD, Reis A, Muench A, de Araujo VC. Adverse effects of human pulps after direct pulp capping with the different components from a total-etch, three-step adhesive system. *Dent Mater.* 2005; 21 (7): 599-607.
38. Cavalcanti BN, Rode SM, Marques MM. Cytotoxicity of substances leached or dissolved from pulp capping materials. *Int Endod J.* 2005; 38 (8): 505-509.
39. Koliniotou-Koumpia E, Tziafas D. Pulpal responses following direct pulp capping of healthy dog teeth with dentine adhesive systems. *J Dent.* 2005; 33 (8): 639-647.
40. Ersin NK, Eronat N. The comparison of a dentin adhesive with calcium hydroxide as a pulp-capping agent on the exposed pulps of human and sheep teeth. *Quintessence Int.* 2005; 36 (4): 271-80.
41. Torabinejad M, Pitt FT et al. Use of mineral trioxide aggregate or repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 79(6): 756-763.
42. Campos Q I, Llamosas et al. Evaluación de la biocompatibilidad del cemento Pórtland implantado en tejido conectivo subepitelial de ratas. *Revista ADM.* 2003; 9 (2): 45-50.
43. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR. Physical properties of a new root end filling material. *J Endodon.* 1995; 21: 349-353.
44. Scharz S. Richard et al. Mineral trioxide Aggregate: a new material for endodontics. *JADA.* 1999; 130 (7): 967-975.
45. Seung-Jong Lee, M. Torabinejad et al. Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate for Repair of Lateral Root Perforations. *J Endod.* 1993; 19 (11): 541-544.
46. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater.* 2005; 21 (4): 297-303.
47. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005; 31 (2): 101-103.
48. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater.* 2005; 21 (4): 297-303.
49. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005; 31 (2): 97-100.
50. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993; 19 (12): 591-595.
51. Accorinte ML, Holland R, Reis A, Bortoluzzi MC, Murata SS, Dezan E Jr. Evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide cement as pulp-capping agents in human teeth. *J Endod.* 2008; 34 (1): 1-6.
52. Kaigler D, Mooney D. Tissue engineering's impact on dentistry. *J Dent Educ.* 2001; 65 (5): 456-462.
53. Rekow ED, Thompson VP. Dental biomaterials. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53 (4): 287-288.
54. Rutherford RB, Wahle J, Tucker M, Rueger D, Charette M. Induction of reparative dentine formation in monkeys by recombinant human osteogenic protein-1. *Arch Oral Biol.* 1993; 38 (7): 571-576.
55. Rutherford RB, Fitzgerald M. A new biological approach to vital pulp therapy. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995; 6 (3): 218-229.
56. Cedillo J, Espinosa R, Curiel R, Huerta A. Nuevo sustituto bioactivo de la dentina; silicato tricálcico purificado. *RODYB.* 2013; 2 (2): 1-12.
57. Torabinejad M, Chivian N et al. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999; 25 (3): 197-206.
58. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995; 21: 349-353.
59. Laurent P, Aubut V, About I. VI-2-2-1 Development of a bioactive Ca₃SiO₅ based posterior restorative material (Biodentine™). Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites. *Coxmoor, Oxford: Goldberg M;* 2009: 195-200.
60. Belio RIA, Bucio L, Cruz CE. Phase composition of ProRoot mineral trioxide aggregate by X-ray powder diffraction. *J Endod.* 2009; 35: 875-878.
61. Laurent P, Camps J, De Méo M, Déjou J, About I, Induction of specific cell response to a Ca₃SiO₅-based posterior restorative material. *Dental Materials.* 2008; 24 (11): 1486-1494.
62. Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S. Biodentine Induces Immortalized Murine Pulp Cell Differentiation into Odontoblast-like Cells and Stimulates Biomaterialization. *Journal of Endodontics.* 2012; 38 (9): 1220-1226.

63. Koubi G, Colon P, Franquin JC, Hartmann A, Gilles R, Faure MO, Lambert G. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clinical Oral Investigations*. 2013; 17 (1): 243-249.
64. Boukpepsi T, Septier D, Goldberg M. VI-2-2-2 Animal studies. Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites. *Coxmoor, Oxford: Goldberg M*; 2009: 200-203.
65. Pradelle-Plasse N, Tran X-V, Colon P. VI-2-1 Physico-chemical properties. Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites. *Coxmoor, Oxford, Goldberg M* 2009. pp184-194.
66. Duda S, Dammaschke T. Die direkte Überkappung – Voraussetzungen für klinische Behandlungserfolge. *Endodontie*. 2009; 18: 21-31.
67. Dammaschke T, Leidinger J, Schäfer E. Longterm evaluation of direct pulp capping treatment outcomes over an average period of 6.1 years. *Clin Oral Investig*. 2010; 14: 559-567.
68. Dammaschke T. Direkte Überkappung oder schrittweise Kariesexkavation? Eine aktuelle Übersicht. *Quintessenz*. 2010; 61: 677-684.
69. Dejou J, Colombani J, About I. Physical, chemical and mechanical behavior of a new material for direct posterior fillings. *Abstract: Eur Cell Mater*. 2005; 10 (4): 22.
70. Schröder U. Effect of an extra-pulpal blood clot on healing following experimental pulpotomy and capping with calcium hydroxide. *Odontol Revy*. 1973; 24: 257-268.
71. Kakehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ. The effects of surgical exposure of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965; 20: 340-349.
72. Boinon C, Bottero-Cornillac MJ, Koubi G, Dejou J. Evaluation of adhesion between composite resins and an experimental mineral restorative material. *Abstract: European Cells and Materials*, 2007; 13 (1): 17.
73. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J*. 2012; 45: 571-579.
74. Jung GY, Park YJ, Han JS. Effects of HA released calcium ion on osteoblast differentiation. *J Mater Sci Mater Med*. 2010; 21: 1649-1654.
75. Torneck CD, Moe H, Howley TP. The effect of calcium hydroxide on porcine pulp fibroblasts *in vitro*. *J Endod*. 1983; 9: 131-136.
76. Schröder U. Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *J Dent Res*. 1985; 64 (Spec No): 541-548.
77. Estrela C, Holland R. Calcium hydroxide: study based on scientific evidences. *J Appl Oral Sci*. 2003; 11: 269-282.
78. Tay FR, Pashley DH. Guided tissue remineralization of partially demineralized human dentine. *Biomaterials*. 2008; 29: 1127-1137.
79. Gandolfi MG, Van Landuyt K, Taddei P et al. Environmental scanning electron microscopy connected with energy dispersive X-ray analysis and Raman techniques to study ProRoot mineral trioxide aggregate and calcium silicate cements in wet conditions and in real time. *J Endod*. 2010; 36: 851-857.
80. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A et al. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Int Endod J*. 2010; 43: 917-929.
81. Hebling J, Lessa FC, Nogueira I, Carvalho RM, Costa CA. Cytotoxicity of resin-based light-cured liners. *Am J Dent*. 2009; 22 (3): 137-142.
82. Dickens SH, Flaim GM, Shummacher GE, Eichmiller FC, Schafer DR, Rutherford RB. Preclinical effectiveness of a novel pulp capping material. *J Endod*. 2010; 36 (7): 1222-1225.
83. Kumar J, Nayak M, Prasad K, Gupta N. A comparative study of the clinical efficiency of chemomechanical caries removal using Carisolv and Papacarie-A papain gel. *Indian J Dent Res*. 2012; 23 (5): 714-720.
84. Beeley JA, Yip HK, Stevenson AG. Chemomechanical caries removal: a review of the techniques and latest developments. *Br Dent J*. 2000; 188: 427-430.
85. Motta JL, Martins DM, Porta KP, Bussadori SK. Aesthetic restoration of deciduous anterior teeth after removal of carious tissue with papacarie. *Indian J Dent Res*. 2009; 20: 117-120.

Correspondencia:

Dr. José de Jesús Cedillo Valencia
Coyoacán Núm. 2790, 32300,
Col. Margaritas, Cd. Juárez, Chihuahua,
E-mail: drcedillo@prodigy.net.mx

www.medigraphic.org.mx