

MARC
505
R. 155/16



**Universidad
de Valparaíso**
CHILE

+
Z96m
2013



MATERIALES DE OBTURACIÓN RETRÓGRADA



Trabajo de Investigación
Requisito para optar al Título
de Especialista en Endodoncia

Alumna: Dra. Waleska Zuzulich Díaz

Directora Del Programa
Prof. Dra. Alicia Caro Molina
Docente Guía: Prof. Dra. Patricia Nazar Misleh
Cátedra de Endodoncia

Agradecimientos

Agradezco la calidad humana y la excelencia académica del equipo de docentes de la Especialidad de Endodoncia de la Universidad de Valparaíso.

Agradezco a la Dra. Alicia Caro, Dra. Patricia Nazar, Dra. Loreto Martin, Dra. Emma Fuenzalida y Dr. Fernando Bahamondes por ser parte trascendental en mi formación como especialista.

De manera especial, agradezco al Dr. Eduardo Santamaría, quien me orientó en mi decisión de especializarme en Endodoncia.

Y por último agradezco a mis compañeras Ma. Ignacia Del Río, Fernanda Salinas y Carla Alucer por la amistad que hasta el día de hoy nos une.

Dedicatoria

Dedico este trabajo a Dios, porque agradezco las oportunidades que me ha dado en la vida. A mi mamá y familia por ser quien soy. A Alonso por amarme, estar siempre presente y apoyarme incondicionalmente. A la familia de Alonso por recibirme con los brazos abiertos en cada estadía y hacerme sentir como en casa.

Índice

Introducción.....	1
Objetivos.....	2
I. Características Ideales de un Material de Obturación Retrógrada.....	3
II. Materiales de Obturación Retrógrada - Clasificación.....	4
1. Láminas de oro.....	5
2. Amalgama.....	5
3. Gutapercha.....	10
4. Cementos de óxido de zinc eugenol.....	11
4.1. IRM: Material Restaurador Intermedio.....	12
4.2. Súper EBA.....	14
5. Cementos de ionómero de vidrio.....	17
6. Resinas Compuestas.....	19
6.1. RETROPLAST.....	21
6.2. DIAKET.....	22
6.3. GERISTORE.....	24
7. MTA: Agregado Trióxido Mineral.....	26
III. Propiedades Relevantes de los Materiales de Obturación Retrógrada	39
A. Radiopacidad.....	39
B. Adaptación Marginal.....	40
C. Capacidad de Sellado.....	41
D. Biocompatibilidad.....	51
E. Formación Tejido Mineralizado.....	61
Conclusiones.....	73
Resumen.....	76
Bibliografía.....	77

Introducción

La mayoría de las fallas endodónticas pueden ocurrir como resultado de filtración marginal o apical. Cuando el tratamiento convencional o la reintervención endodóntica no tienen éxito o la terapia está contraindicada, la endodoncia quirúrgica es necesaria para prolongar la sobrevivencia del diente.

Uno de los objetivos de la cirugía apical es sellar herméticamente el sistema de conductos radiculares después de la resección del extremo radicular. Este sellado se logra generalmente por la preparación de la cavidad del extremo radicular y posterior obturación retrógrada. Se han descrito varias técnicas de preparación de la cavidad del extremo radicular y una infinidad de materiales de obturación retrógrada para su uso en cirugía apical (Von Arx, et al. 2010)

Idealmente, un material para sellar la cavidad retrógrada debe proporcionar un buen sellado apical y la adhesión a las paredes del conducto dentinario. También debe ser dimensionalmente estable, fácil de manejar, radiopaco, resistente a la humedad, no absorbible, no corrosivo, no carcinogénico, no teñir, antibacteriano/antifúngico, y biocompatible. Estudios han sugerido también que un material de obturación retrógrada no sólo debe ser tolerado por el tejido, sino también ser capaz de estimular la regeneración de tejidos duros y blandos en los tejidos periapicales (Saeed, et al. 2010).

Dentro de los diferentes materiales que se han empleado para este propósito se encuentran: amalgama, cemento de óxido de zinc y eugenol, cemento de oxifosfato de zinc, gutapercha, ionómeros de vidrio, hidróxido de calcio, agentes de enlace, cementos de óxido de zinc mejorados y, finalmente agregado de

trioxido mineral o mineral trioxide aggregate de donde provienen sus siglas (MTA).

Objetivo General

Analizar cuál de los materiales utilizados para la obturación retrógrada cumple actualmente las características de un material ideal.

Objetivos Específicos

Revisar y comparar las características y propiedades de los diferentes materiales utilizados para la obturación retrógrada en la cirugía apical.

Estudiar la radiopacidad de los diferentes materiales utilizados para la obturación retrógrada.

Revisar y comparar las propiedades de adaptación marginal y capacidad de sellado de los diferentes materiales utilizados para la obturación retrógrada.

Revisar y comparar las propiedades de biocompatibilidad de los diferentes materiales utilizados para la obturación retrógrada.

Revisar y comparar la capacidad de formación de tejido mineralizado de los diferentes materiales utilizados para la obturación retrógrada.

I. Características Ideales de un Material de Obturación Retrógrada
(Cohen y Burns, 2008)

- Debe sellar las vías de comunicación entre el sistema de conductos radiculares y el tejido que lo rodea.
- Debe ser bien tolerado por los tejidos circundantes.
- Debe adherirse a la estructura dental.
- Dimensionalmente estable.
- Resistente a la disolución y no ser poroso.
- Favorecer la cementogénesis.
- Bactericida o bacteriostático.
- No teñir los dientes ni las estructuras perirradiculares.
- Debe ser de fácil manipular y tener un tiempo de trabajo adecuado
- Debe ser resistente a la humedad.
- Debe ser fácil de remover en caso necesario.
- No debe ser carcinogénico.
- Bajo costo.
- Debe ser radiopaco.
- Adaptarse fácilmente a las diversas formas y contornos de las preparaciones del extremo radicular.
- No ser corrosivo.
- Electroquímicamente inactivo.

II. Materiales de Obturación Retrógrada - Clasificación (Vasudev, Goel y Tyagi, 2003)

- Láminas de oro
- Puntas de plata
- Puntas de titanio
- Amalgama
- Gutapercha
- Cementos de fosfato de calcio
- Cementos de óxido de zinc eugenol mejorados (IRM, Súper EBA)
- Cementos de vidrio ionómero
- Composite
- Híbridos de vidrio ionómero - resina
- MTA

1. Láminas de oro

Los primeros informes de su uso como un material del extremo radicular se atribuyen a Schuster en 1913 y Lyons en 1920. Exhibe perfecta adaptabilidad marginal, suavidad y biocompatibilidad a la superficie del tejido. Cuando se compara a IRM, resina compuesta, amalgama y vidrio ionómero, las láminas de oro fueron menos tóxicas (Bhargava y Chandra, 1999). El uso rutinario de láminas de oro como un material de obturación retrógrada no parece práctico debido a la necesidad de establecer un ambiente libre de humedad, la colocación cuidadosa y el acabado.

2. Amalgama

Es un material de restauración de inserción plástica y consistencia final rígida. Es una mezcla o aleación de uno o más metales más mercurio.

La amalgama fue considerada como el material de obturación del extremo radicular de elección hasta la década de 1990. Uno de los primeros informes en ponerlo como relleno del extremo radicular posterior a la resección se atribuye a Farrar (1884). Más tarde Rhein (1897), Faulhaber y Neumann (1912), Hippels (1914) y Garvin (1919) promovieron el uso de la amalgama como material de obturación retrógrada (Vasudev, Goel y Tyagi, 2003).

Sin embargo, está bien documentado que la amalgama ya no se considera un material apropiado para su uso como obturación retrógrada. El mercurio es tóxico y su uso puede provocar una preocupación en los pacientes. Tiene muchas desventajas como material de obturación retrógrada, toxicidad,

corrosión y electrólisis, expansión tardía, pérdida marginal, y tatuajes de tejidos (Baek, Plenk y Kim, 2005; Shahi, Rahimi, Lofti et al., 2006).

Severas respuestas inflamatorias a los empastes de amalgama se han reportado en perros (Torabinejad et al., 1955(g); Kimura, 1982).

Torabinejad et al (1997) y Baek et al (2005) observaron que cápsulas de tejido fibroso se encuentran en estrecha proximidad a la mayoría de los rellenos retrógrados de amalgama. Estos resultados muestran claramente que la amalgama no es biológicamente adecuada como material de relleno del extremo radicular.

Puesto que hay muchas alternativas más biocompatibles que la amalgama, su uso no puede ser tolerado. Las características de la cicatrización del extremo radicular retro obturada con amalgama es cuestionable, y se recomiendan en la actualidad materiales que proporcionen un sellado superior.

2.1. Composición

a) Aleación convencional

Plata 65% (cantidad mínima)

- Aumenta el tiempo de fraguado
- Aumenta la resistencia y dureza
- Disminuye el creep
- Expande
- Gran afinidad con el mercurio
- Da resistencia a la corrosión y pigmentación

Estaño 29% (cantidad máxima)

- Disminuye resistencia y dureza
- Es el agente de la contracción
- Se une fácilmente con el mercurio
- Retarda el endurecimiento

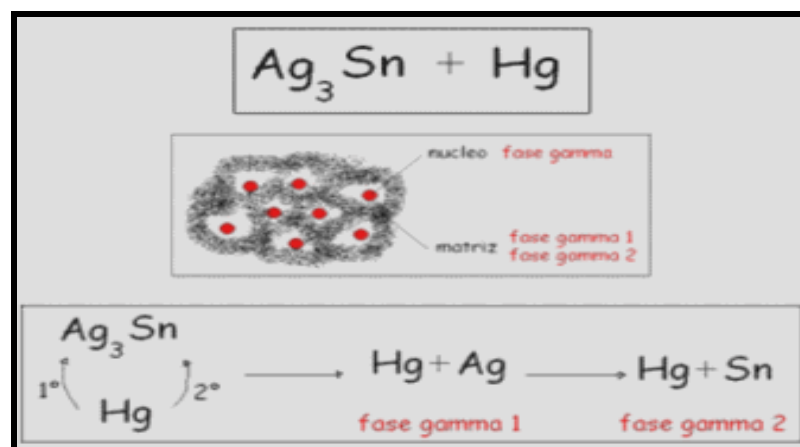
Cobre 6% (cantidad máxima)

- Aumenta dureza y resistencia
- Disminuye el creep
- Expande
- No resiste a la pigmentación
- Se une con dificultad al mercurio

Zinc 2% (cantidad máxima)

- Se expande en presencia de la humedad

Reacción de Cristalización de la Amalgama Convencional:



Fase gamma 2: disminuye las propiedades mecánicas, responsable de la corrosión, creep, fracturas marginales y pigmentación.

El mercurio se une al polvo alcanzando la plata y el estaño, formando nuevos compuestos metalográficos. Se produce así una reacción ácido-base:

1. solubilización
2. reacción
3. precipitación

A partir de esta unión se obtiene una estructura nucleada:

- núcleos (partículas de la aleación sin reaccionar)
- matriz (producto de la reacción).

b) Aleación con alto contenido en cobre

Sin fase gamma 2.

- Plata 40-60%
- Estaño 27-34%
- Cobre 13-29-33%.

Aumenta el porcentaje de cobre y disminuye el de plata y a veces el de estaño, para mejorar así sus propiedades mecánicas y físicas:

- Disminuye corrosión
- Disminuye oxidación
- Aumenta resistencia a la compresión
- Excelente integridad marginal
- Disminuye creep.

El estaño tiene afinidad con el mercurio por lo cual es inevitable que se forme la fase gamma 2.

Pero el cobre tiene afinidad para reaccionar con el estaño, si bien éste forma junto al mercurio la fase gamma 2, el cobre reacciona en la superficie de esa fase dando lugar a la fase ETA y anula la fase gamma 2 (fase no deseable).

La fase ETA se forma a la primer semana de colocada la amalgama en boca. Esta fase se convierte en una más estable al año llamada EPSILON.

2.2. Ventajas

- Bajo costo
- Fácil de manipular
- Radiopaco
- No es soluble en fluidos tisulares
- Bacteriostático

2.3. Desventajas

- La amalgama de plata convencional recién mezclada es muy citotóxica debido al mercurio sin reaccionar, lo que disminuye paulatinamente a medida que transcurre el tiempo.
- Filtración marginal inicial por la contracción y expansión tardía.
- Falta de adhesión
- Corrosión
- Tinción y contaminación con mercurio del tejido periapical
- Necesidad de una cavidad retentiva.

En muchos estudios se han evaluado los resultados obtenidos con amalgama como material de obturación retrógrada y se ha comparado con otros materiales como son el IRM, Súper EBA, MTA u otro, obteniendo por lo general los peores resultados.

Fernández et al. (2008) en un meta análisis señalaron que el éxito obtenido con amalgama es de un 76.5%, con un fracaso de un 22.6% (al año), y 58,16% de reparación total.

Al evaluar el éxito de la amalgama se debe considerar: tipo de aleación y tipo de cavidad a retro. Bowen et al. (2005) realizaron un estudio en que evaluaron el éxito clínico y radiográfico a los 6 y 12 meses de cirugías periapicales utilizando como material de obturación retrógrada amalgama sin zinc, non gamma dos de 3M. Como resultado obtuvieron que a los 6 meses, el éxito clínico fuera del 92% y el radiográfico del 58%. Al año de la cirugía periapical el éxito clínico fue de un 95% y el radiográfico un 80%. El éxito global a los 6 meses fue un 63% y un 84.2% a los 12 meses.

3. Gutapercha

Hasta el desarrollo de la gutapercha termoplastificada, la colocación de gutapercha como un material de obturación retrógrada no se defendía. Una de las desventajas es que no tiene adherencia a las paredes, por lo que se debe usar en combinación con un cemento sellador (Olson et al. 1989).

Abdal y Retief en su estudio observan que la gutapercha termoplastificada proporciona un mejor sellado en comparación con la amalgama, IRM y Súper EBA (Abdal, et al. 1982)

Debido a su naturaleza porosa, absorbe la humedad del tejido periapical circundante y se expande inicialmente, en una etapa posterior es seguido por contracción. Esto puede dar lugar a una mala adaptación marginal y el aumento de micro filtraciones.

4. Cementos de óxido de zinc eugenol

Al mezclar el óxido de zinc con eugenol, polvo y líquido respectivamente, se forma una pasta que puede utilizarse como material de obturación retrógrada. La utilización de este material se remonta a la década de 1870.

Cuando un cemento de óxido de zinc eugenol entra en contacto con agua produce hidróxido de zinc y eugenol. La liberación del eugenol disminuye con el tiempo.

El eugenol, según su concentración y la duración de la exposición, puede provocar disminución de la respiración tisular, citotoxicidad sobre macrófagos y fibroblastos, disminución de la respuesta vasoconstrictora (impidiendo la síntesis de ciclooxigenasa e inhibiendo de manera competitiva la prostaglandina sintetasa), además posee efectos supresores o estimulantes de la respuesta inmunitaria, comportándose como un alérgeno (Johnson y Witherspoon, 2004).

Se han añadido otros materiales a la mezcla básica del cemento de óxido de zinc eugenol en un intento disminuir la liberación de eugenol, reducir la solubilidad, proporcionar un mejor sellado apical y, aumentar la radiopacidad. Los materiales modificados se conocen como: IRM y Súper EBA.

4.1. IRM: Material Restaurador Intermedio

IRM® es una composición reforzada a base de óxido de zinc y eugenol, indicada para restauraciones temporales de largo tiempo (aproximadamente 2 años).

Se ha defendido como un material de obturación retrógrada durante muchos años. IRM se puede colocar en la cavidad apical de la raíz con micropluggers. El material se bruñe contra la superficie de la raíz y, cuando se endurece, se realiza un acabado con una fresa de diamante ultrafina o de carburo tungsteno, dejando una superficie muy pulida.

Este material produce un mejor sellado que la amalgama y curación periapical después de su uso como material de obturación retrógrada (Pitt Ford et al., 1994).

4.1.1. Composición

Formado por un polvo y un líquido que se mezclan en partes iguales.

Polvo: 80% Óxido de Zinc - 20% Polimetilmetacrilato

Líquido: 99% Eugenol - 1% de Ácido Acético

El polimetilmetacrilato limita la liberación del eugenol al tener afinidad con éste disminuyendo su citotoxicidad y haciéndolo más compatible que un cemento de óxido de zinc eugenol.

Zahi et al. (2009) comparó la respuesta de reparación al utilizar Geristore, MTA e IRM. Se determinó que estos dos últimos tenían una muy buena respuesta reparativa, sólo que el IRM no estimulaba la cementogénesis.

Fernández et al. (2008) en un meta análisis determinaron que el IRM tenía un éxito de 77.77%, con un 53,99% de reparación total al año. En forma general siempre presenta valores menores al Súper EBA.

4.1.2. Ventajas

- Buenas propiedades de sellado
- Rápido sellado, también en presencia de humedad
- Biocompatibilidad
- Baja solubilidad
- Presenta una muy buena relación costo-beneficio.
- Fácil de mezclar y manipular.

En un ensayo clínico retrospectivo de seguimiento por 6 meses a 10 años, la tasa de éxito de IRM (91%) fue similar a la de la Súper EBA (95%) y claramente superior a la de la amalgama (75%) (Dorn y Gartner, 1990).

4.1.3. Desventajas

- Problemas de condensación
- La radiopacidad es similar a la de gutapercha.
- El tiempo de endurecimiento varía dependiendo de la temperatura, la humedad y consistencia.
- Debe ser refrigerado para retardar el tiempo de fraguado.

4.2. Súper EBA

Súper EBA® (Bosworth, Skokie, IL) como un material de relleno del extremo radicular fue sugerido por Oynick y Oynick (1978). Súper EBA, es una composición de óxido de zinc y óxido de aluminio que se mezcla con ácido ortoetoxibenzoico y eugenol.

Súper EBA era muy popular en la década de 1990. Oynick y Oynick (1978) encontraron fibras de colágeno alrededor del material y, de hecho creciendo en él, lo que sugiere que Súper EBA fue bien tolerado por el tejido. Debido a que tanto Súper EBA e IRM contienen eugenol, se ha expresado preocupación acerca de los posibles efectos nocivos sobre los tejidos periapicales.

Demostó ser superior a la amalgama en términos de capacidad de sellado, la compatibilidad del tejido apical, y su potencial regeneración potencial (Pitt Ford et al., 1995 (a); Torabinejad, Hong, Pitt Ford et al., 1995 (f)).

En un estudio clínico, el éxito de la curación después de la cirugía del extremo radicular fue de 96,4% después de 1 año cuando Súper EBA fue utilizado como un material de obturación retrógrada en conjunción con técnicas de microcirugía (Rubinstein y Kim, 1999).

4.2.2. Composición

Formado por un polvo y un líquido que se mezclan en partes iguales.

Polvo: 60% Óxido de Zinc - 34% Óxido de aluminio - 6% resinas naturales

Líquido: 37,5% Eugenol - 62,5% Ácido ortoetoxibenzoico

Al añadir ácido ortoetoxibenzoico la idea era modificar el tiempo de fraguado y aumentar la resistencia, situación importante por la presencia de humedad en una cavidad quirúrgica. El óxido de aluminio y ácido ortoetoxibenzoico producen una reducción del eugenol y hacen que el material sea más tolerable en contacto con los tejidos. Su pH es neutro, poco soluble y con adecuada radiopacidad, asimismo posee buena capacidad de adaptación a las paredes del conducto radicular y resistencia a las fuerzas compresivas y tensionales.

El Súper EBA es un material difícil de manipular puesto que su tiempo de trabajo es corto, y además está influenciado por la humedad. Tiende a adherirse a todas las superficies, por lo que resulta difícil de colocarlo y compactarlo.

Para preparar Súper EBA el polvo debe añadirse al líquido lentamente y a pequeños incrementos, cuando la mezcla se espesa, pero aún está brillante, ha de añadirse más polvo. La mezcla tiene una consistencia adecuada cuando pierde su brillantez y no gotea al cogerla con un portador. Se toma una pequeña cantidad y se coloca directamente en la cavidad, se compacta y colocan otros dos incrementos aproximadamente, se retiran los excesos y se bruñe con una fresa de alta velocidad. Presenta una radiopacidad adecuada, similar a la de IRM, inferior al MTA (Johnson y Witherspoon, 2004).

Fernández et al. (2008) en un meta análisis determinaron que el Súper EBA tenía un éxito de 95.62% a los 55.8 meses con un 72,2% de reparación total. Porcentaje mayor al del MTA, pero no regeneraba cemento.

Olsen et al. (1994) utilizando IRM y Súper EBA, observaron que la evolución de la reparación ósea es adecuada y que en algunos casos existe aposición de hueso sobre el material de retro obturación.

En un estudio que comparó el potencial de regeneración ósea del Súper EBA, amalgama y MTA, si bien se observó que el material que obtuvo mejores resultados fue el MTA, no hubo diferencias estadísticamente significativas con el Súper EBA (Baek, Lee, Setzer y Kim, 2010).

4.2.2. Ventajas

- Muy buenas propiedades de sellado
- Sellado rápido, en presencia de humedad
- Biocompatibilidad
- Baja solubilidad
- Menos tóxico que el IRM debido al contenido de eugenol reducido
- Más económico que el MTA
- Tiene un muy buen porcentaje de éxito, pero no regenera cemento.

4.2.3. Desventajas

- Problemas de condensación
- La radiopacidad es similar a la de gutapercha.
- El tiempo de endurecimiento varía dependiendo de la temperatura, la humedad y consistencia.

En un ensayo clínico retrospectivo de seguimiento por 6 meses a 10 años, la tasa de éxito del Súper EBA (95%) fue similar a la de IRM (91%) y claramente superior a la de la amalgama (75%) (Dorn y Gartner, 1990).

Súper EBA tiene mucho mejores propiedades físicas que el cemento de óxido de zinc eugenol. Se mostró alta resistencia a la compresión, pH neutro, y baja solubilidad. Incluso en condiciones húmedas Súper EBA se adhiere a estructura dental. Súper EBA se adhiere bien en sí y se pueden añadir de forma incremental como sea necesaria, IRM no lo hace. Los informes mostraron una buena respuesta de curación del Súper EBA con mínima inflamación crónica en la zona apical de la raíz. Súper EBA e IRM mostraron una menor filtración en comparación a la amalgama de plata (Higa et al., 1994).

5. Cementos de ionómero de vidrio

Los ionómeros de vidrio surgieron gracias a las investigaciones llevadas a cabo por Wilson y Kent en 1969. Más tarde fueron desarrollados y divulgados por McLean y Wilson. La idea original era mezclar un vidrio y un ácido poliacrílico en un intento de obtener un material que tuviera las cualidades estéticas del vidrio y las adhesivas del ácido poliacrílico.

Hay un vínculo físico dinámico entre la dentina y el cemento de ionómero de vidrio que permite proporcionar un sello cuando se utiliza como un material de obturación retrógrada. Esta capacidad de sellado ha demostrado ser mejor que el de la amalgama, y ha sido observada reparación ósea adyacente al material (Pitt Ford y Roberts, 1990).

5.1. Composición

Polvo: partículas de vidrio flúor - aluminio - silicato de calcio - estroncio

Líquido: ácidos policarboxílicos (poliacrílicos, maleico, itacónico) - ácido tartárico - agua

El material fragua por una reacción ácido base y en el caso de agregar resinas la polimerización puede ser por luz o por medios químicos.

5.2. Ventajas

- Unión a dentina mediante adhesión química
- Buena biocompatibilidad
- Sellado hermético
- Fácil manejo

5.3. Desventajas

- Efecto citotóxico, recién mezclado
- Tiempo de fraguado de 5-10 minutos
- Llenado insuficiente, formar espacios entre la pared y la cavidad de llenado
- Muy sensibles a la humedad y el secado durante la primera etapa de endurecimiento.
- Baja radiopacidad

Es un material muy biocompatible, para demostrarlo Brentagani et al. (1997) realizaron un estudio in vivo en ratas a las cuales les realizaron exodoncias e inmediatamente en los alveolos vacíos implantaron vidrio ionómero. En un comienzo se formó un tejido fibroso que progresivamente fue reemplazado por hueso.

Coelho et al. (2004) señalan que la biocompatibilidad de los vidrio ionómeros está fuertemente relacionada con la capacidad del material de liberar sílice, aluminio, calcio, fosfato y fluoruro. El calcio y el fosfato están involucrados en la formación de hidroxiapatita en el hueso y el diente, por lo que su liberación es

benéfica. Existe liberación de fluoruro por al menos 18 meses lo que hace a la apatita del tejido duro volverse fluorapatita.

Estudios in vitro muestran mejor sellado que la amalgama y similar al IRM, pero se observó en vivo que se pueden tener resultados muy diferentes, ya que el vidrio ionómero es difícil de manipular y es sensible a la humedad, por lo que se desintegra afectando el sellado apical.

Por lo expuesto no es el material de elección en una cirugía periapical, pero es de utilidad en otro tipo de cirugías paraendodónticas.

6. Resinas Compuestas

La resina compuesta ha sido utilizada como un material de obturación retrógrada, y en manos de operadores calificados ha demostrado resultados prometedores. Para utilizarla se debe tener en cuenta que debe estar en una cavidad y cripta ósea seca, ya que es sensible a la técnica. La contaminación con sangre durante el proceso de adhesión reduce la fuerza de unión y aumenta la filtración. Tiene una capacidad de sellado superior a la amalgama (Rud, Andreasen y Rud, 1989).

Algunos agentes de las resinas compuestas y del adhesivo pueden tener efecto citotóxico sobre las células; cuando se utilizan en forma adecuada esta citotoxicidad disminuye. Una vez que ha fraguado la resina compuesta, las células pueden crecer sobre su superficie.

6.1. Ventajas

- Buena biocompatibilidad de los productos seleccionados, se observó adherencia de las fibras periodontales (Andreasen et al., 1993).
- Buenos resultados clínicos a largo plazo de determinados productos (Rud et al., 1996)

6.2. Desventajas

- Técnica sensible a la humedad
- Citotoxicidad inicial por el monómero contenido. La citotoxicidad inicial varió de un mes o más, dependiendo de qué producto se usó.

Cualquier compuesto polimerizado deja una capa inhibida en la superficie debido a la oxigenación. Esta capa se debe retirar con gasa antes de que la herida se cierra con el fin de lograr la cicatrización de las heridas sin complicaciones (Johnson, 1999).

Las resinas compuestas debido a sus efectos irritantes sobre el tejido pulpar han recibido una mínima atención como materiales de obturación retrógrada. Cuando los agentes se utilizaron adecuadamente, los efectos citotóxicos se redujeron sustancialmente (Finne, Nord, Persson y Lennartsson, 1977)

McDonald y Dumsha (1987) compararon resinas con un agente de adhesión a la dentina, resinas solas, cavit, amalgama, gutapercha termoplastificada. Se encontró que la resina con agente de unión a dentina mostró menor cantidad de filtraciones seguido por resina sola cuando ambos eran ubicados directamente sobre la superficie radicular reseca. Estos hallazgos sugieren que la preparación de una cavidad retrógrada puede ser obviada.

a) RETROPLAST (Retroplast Trading, RØRVIG, DINAMARCA)

Retroplast es una resina compuesta de polimerización dual creada en 1984. Es un sistema de dos pastas que se mezclan en partes iguales y utiliza un adhesivo basado en Gluma, Pasta A: Bis-GMA/TEGDMA 1:1, peróxido de benzoílo N, N-di-(2-hidroxietyl)-p-toluidina y BHT. Pasta B: resina de trifluoruro de iterbio y óxido férrico.

El tiempo de trabajo es de 1,5 a 2 minutos, y la radiopacidad (debida al contenido en trifluoruro de iterbio) es equivalente a 6 mm de aluminio.

Retroplast es un material biocompatible que se tolera bien en el organismo y promueve una buena respuesta curativa. La tasa de éxito varía según los estudios.

Andreasen et al. (1993) observaron la regeneración de los tejidos periapicales en contacto con Retroplast, incluyendo lámina dura, fibras de Sharpey y cemento en íntimo contacto, produciéndose en consecuencia el cierre biológico del conducto radicular. Aunque se debe considerar que esto fue en dos piezas dentarias.

Von Arx et al. (2010) en un estudio realizaron cirugía periapical en 356 piezas dentarias, 178 fueron obturadas con MTA y 178 con Retroplast y se realizó un control radiográfico y clínico al año. El promedio de reparación fue 91,3% para el MTA y 79,5% para retroplast.

Un estudio in vivo determinó que la curación radiográfica con Retroplast al año fue de: 74% completa, 19% indeterminado y hubo un 7% de fallos (Rud et al., 1991)

Es interesante recalcar que en estudios que se ha determinado la tasa de éxito al año, para luego volver hacer un control en un período de tiempo más largo, los casos de éxito aumentan. En un seguimiento clínico y radiográfico a piezas retro obturadas con Retroplast encontraron que el 60% de los casos con reparación incierta al año de control, estaban reparadas a los cinco años. Otro estudio clínico publicó que el porcentaje de reparación completa al utilizar Retroplast varía entre un 80% y 89% (Rud, et al. 1996).

Se ha señalado que en los casos que no se produce reparación puede deberse al agente adhesivo del Retroplast que contiene glutaraldehído, sustancia potencialmente tóxica para el hueso. Otros factores que pueden disminuir el éxito son el control inadecuado de la hemostasia, limitada área de dentina, el material en directo contacto con un poste radicular (Von Arx et al., 2010)

b) DIAKET (ESPE, Seefeld, Germany)

Es un cemento sellador a base de resina polivinílica introducido por Schmidt en 1951. Al mezclar los polímeros de vinilo con óxido de zinc y fosfato de bismuto, forma un sellador adhesivo.

El tiempo de fraguado de Diaket® puede variar desde un par de minutos a varias horas, ya que es sensible a las condiciones ambientales.

Inicialmente formulado como cemento de obturación radicular (proporción 1:1). Para usarlo como material de obturación apical debe obtenerse una consistencia gruesa. Diversos autores han señalado que es un material muy biocompatible con el hueso.

Composición

Polvo: 98% Oxido de Zinc - 2% Fosfato de Bismuto - 2,2-Dihidroxi-5,5 diclorodifenilmetano

Líquido: 76% Propionilacetofenona - 0,2% Trietanolamina - Acido Caprónico - Copolímeros de acetato de vinilo - Cloruro de vinilo y éter isobutílico de vinilo

Walia et al. (1995) demostró que al mezclarlo en una proporción 2 a 3 de polvo por 1 de líquido provee un sello apical mejor que el Súper EBA o el IRM al milímetro y a los tres milímetros de profundidad.

Estudios histológicos han demostrado la posibilidad de regenerar cemento cuando se utiliza MTA o Diaket como material de obturación retrógrada (Regan et al., 2002).

Ventajas

- Fragua en un corto período de tiempo
- Puede ser pulido con una fresa de diamante fina obteniéndose una superficie lisa.
- Es más radiopaco que el MTA.

Respecto a la biocompatibilidad cuando se utilizaba como cemento radicular, estudios mostraron que era citotóxico en cultivos celulares y generaba

inflamación crónica a largo plazo en tejido óseo y subcutáneo, sin embargo, cuando era mezclado con la proporción polvo-líquido para ser utilizado como material de obturación retrógrada presenta una muy buena compatibilidad con el tejido óseo (Cohen y Burns, 2008).

Regan et al. (2002) compararon el potencial del MTA y Diaket en promover la regeneración del tejido perirradicular. Para ello realizaron un estudio in vivo con perros. Primero realizaron endodoncias de los terceros y cuartos premolares y, en forma inmediata realizaron la cirugía apical donde utilizaron Diaket y MTA. A los 60 días sacrificaron a los animales e hicieron cortes histológicos de la zona. Obtuvieron los siguientes resultados: no obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales de retro obturación en cuanto a la presencia de inflamación o formación de abscesos, habían muestra casi sin inflamación y otras con bastante infiltrado celular inflamatorio. La formación de nuevo ligamento periodontal fue mayor en proximidad de Diaket, pero nuevamente sin diferencias estadísticamente significativas. MTA demostró mayor formación de hueso en íntimo contacto en comparación a Diaket, pero no hubo diferencias significativas. La formación de nuevo cemento cubriendo completamente la raíz y el material de obturación a retro fue variable e impredecible para ambos materiales, varias muestras tenían cemento sobre los materiales de obturación.

c) GERISTORE

Es un híbrido de resina Bis-GMA hidrófilo con vidrio ionómero, de polimerización dual. Para su activación precisa de luz, que durante 40 segundos polimeriza el material hasta aproximadamente 4mm. Sin embargo consigue una

dureza uniforme a las 24 horas después de la activación. Fragua en dos etapas: la primera es por activación de luz, la segunda por reacción ácido base.

En cuanto a especificaciones el fabricante señala que es un material autoadhesivo, pero es mejor utilizarlo con un agente adhesivo con el fin de mejorar la adhesión (Cohen y Burns, 2008).

Ventajas

- Insolubles en los fluidos orales.
- Baja contracción de polimerización.
- Bajo coeficiente de expansión por calor.
- Adecuada radiopacidad.
- Liberación de flúor
- Biocompatible
- Potencialmente presentaría propiedades osteogénicas.

La biocompatibilidad está fuertemente relacionada con la capacidad del material de liberar sílice, aluminio, calcio, fosfato y fluoruro.

Se ha recomendado la utilización de Geristore como material de obturación retrógrada y en la restauración de defectos superficiales subgingivales como son las caries radiculares, lesión por reabsorción externa, perforación radicular iatrogénica (Andreasen et al., 1993).

En un estudio en perros luego de utilizar Geristore como material de obturación retrógrada se observó en algunos casos la presencia de cemento. Esto no fue nunca mayor a un 25% de la superficie de la obturación, lo que fue

considerablemente menor que la cantidad de cemento que se produjo con MTA, tanto blanco como gris (Cohen y Burns, 2008).

Camp et al. (2003) en un estudio in vitro evaluaron la adhesión de fibroblastos gingivales y del ligamento periodontal a distintos materiales de obturación retrógrada. Observaron que desde un comienzo sólo había adhesión a Geristore, mientras que no hubo adhesión significativa para MTA, amalgama y Súper EBA. Al aumentar el tiempo de incubación aumentó la adhesión y las células proliferaron. Mientras no hubo cambios significativos para los otros materiales. A pesar de lo expuesto igual se debe tener en consideración que en otros estudios no se han encontrado resultados tan favorables.

Zahi et al. (2009) en un estudio in vivo compararon la reparación apical luego de realizada la cirugía utilizando IRM, Geristore y MTA. A los seis meses se realizó un control radiográfico y se realizó un examen histológico. En forma radiográfica no hubo diferencias significativas entre los materiales, pero histológicamente Geristore es el que obtuvo peores resultados.

7. MTA: Agregado Trióxido Mineral

El agregado trióxido mineral, o MTA, es un material desarrollado en la Universidad de Loma Linda (California) y viene siendo presentado en la literatura endodóntica desde 1993 (*Lee, 1993; Torabinejad, 1993*) como un excelente cemento capaz de sellar cualquier vía de comunicación entre el espacio pulpar y los tejidos perirradiculares (*Torabinejad, 1994; Torabinejad, 1995(a); Torabinejad, 1995(b)*), y de obtener una respuesta favorable en los tejidos con los que entra en contacto (*Torabinejad, 1995(e); Torabinejad, 1995(f); Torabinejad, 1998; Pitt Ford, 1995(b); Torabinejad, 1995(g)*);

Torabinejad. 1997), llegando incluso a inducir la regeneración de tejidos duros (*Pitt Ford. 1995(b); Torabinejad. 1995(g);Torabinejad. 1997*).

El material se comercializó inicialmente con el nombre de *ProRoot MTA®* (Dentsply-Maillefer), y se presentó inicialmente en forma de polvo de color grisáceo que ha de mezclarse con agua estéril en proporción 3:1. Este polvo consiste en finas partículas hidrófilas que al hidratarse forman un gel coloidal que fragua y se transforma en una estructura sólida (*Lee. 1993; Torabinejad. 1993*).

Actualmente la presentación de este material ha variado. Hoy en día el aspecto del material comercializado con el nombre de *ProRoot MTA®* (Dentsply-Maillefer) es el de un polvo blanquecino. Según el fabricante, este cambio de color sólo ha variado muy ligeramente su composición y por tanto no ha alterado sus propiedades fundamentales. Con ello se pretende únicamente mejorar el aspecto estético. De acuerdo con algunos estudios (Asgary et al., 2005; Song et al., 2006) el MTA blanco difiere del original: MTA gris, en la ausencia de hierro.

Existe también otro producto comercializado como MTA, su nombre es *MTA-Angelus®* (Ángelus. Odonto-Lógika. Brasil). Se trata de una mezcla de cemento Pórtland al 80% con óxido de Bismuto al 20% (Duarte, 2003)

BioAggregate (Innovative BioCeramix, Vancouver, Canadá) es otra versión modificada de MTA. Una clara diferencia se observó en el hallazgo de que BioAggregate contenía una cantidad significativa de óxido de tántalo en lugar de óxido de bismuto como un radiopacificador. Óxido de tántalo no se utiliza comúnmente en el campo de la endodoncia. El tántalo y óxido de tántalo se han

usado en suturas, placas, y membranas en ortopedia en razón de su inercia (Black, 1994; Miyaza et al., 2002).

Otro ejemplo es el CPM, producido por EGEO (Buenos Aires, Argentina). Presentado como un material blanco modificado a base de cemento Pórtland, su diferencia más significativa es la presencia de una gran cantidad de carbonato de calcio, que tiene la intención de aumentar la liberación de iones de calcio, que también ofrece buenas propiedades de sellado, adhesión a las paredes del conducto, y biocompatibilidad (Bramante et al., 2006)

7.1. Composición

Según el fabricante, los componentes del polvo de *ProRoot MTA*® son los siguientes:

75 %	Silicato tricálcico: $3\text{CaO}-\text{SiO}_2$ Aluminato tricálcico: $3\text{CaO}-\text{Al}_2\text{O}_3$ Silicato dicálcico: $2\text{CaO}-\text{SiO}_2$ Aluminato férrico tetracálcico: $4\text{CaO}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{Fe}_2\text{O}_3$	
20 %	Oxido de Bismuto: Bi_2O_3	
4,4 %	Sulfato de calcio dihidratado: $\text{CaSO}_4-2\text{H}_2\text{O}$	
0,6 %	Residuos insolubles	Sílica cristalina Oxido de calcio Sulfato de potasio y sodio

García Barbero (2000) analiza la composición del MTA mediante difracción de rayos X y también con un espectrómetro de dispersión de rayos X incorporado a

un microscopio electrónico de transmisión. Concluye que los constituyentes del material estudiado son los pertenecientes al cemento tipo Pórtland, a excepción del óxido de bismuto, que no pertenece a este tipo de material.

También Estrela (2000) analiza la composición del MTA y la compara con la de dos muestras diferentes de cemento Pórtland mediante espectrometría de fluorescencia de rayos X, encontrando resultados muy similares, excepto por el bismuto, sólo presente en el MTA.

Otros autores hacen un análisis comparativo en relación con 15 elementos de la composición de MTA y cemento Pórtland, comprobando que 14 de los 15 elementos contemplados están presentes en los dos cementos (Funteas, 2002).

Torabinejad et al. determina la evolución del pH durante el fraguado del MTA, midiéndolo inmediatamente después de mezclado y después de 3 horas. La primera medición es de 10.2, y en la segunda asciende a 12.5 y se mantiene constante. Este pH es similar al del hidróxido de calcio, por lo que puede posibilitar efectos antibacterianos y luego de aplicar esta sustancia como material de obturación apical, probablemente, este pH pueda inducir la formación de tejido duro (Torabinejad et al., 1995(a); Torabinejad et al., 1995(c); Torabinejad et al., 1995(d)). En relación con esto, en el trabajo de Duarte (2003) también se mide el pH, así como la liberación de iones calcio de los dos productos comercializados como MTA, obteniendo unos valores de pH similares, aunque algo inferiores a los medidos por Torabinejad. Tanto el pH registrado como la liberación de iones calcio fueron algo superior con MTA-Angelus que con ProRoot, pero con valores muy próximos.

7.2. Manipulación

Torabinejad y Chivian (1999) indican brevemente las pautas necesarias para un correcto mezclado y aplicación: afirman que el MTA debe ser preparado inmediatamente antes de su uso sobre una loseta de vidrio o papel en una proporción de tres partes de polvo por una de agua. Advierten que si se deja la mezcla sobre la loseta, el material se deshidrata y adquiere una consistencia arenosa. En caso de que se seque, se puede añadir más agua. Sugieren llevar el material a la zona operatoria mediante un transportador de amalgama y empaquetarlo con ayuda de atacadores o bolitas de algodón. Después de mezclar el polvo de MTA con agua en las proporciones indicadas, el material adquiere una consistencia de pasta bastante fluida que hace difícil y engorroso su manejo.

Aminoshariae (2003) propone como sistema para adaptar mejor el MTA a la cavidad del diente el empleo de puntas de ultrasonidos, aunque no consigue con esta técnica mejores resultados de adaptación que con la aplicación manual convencional, según se desprende de su trabajo.

También Lawley (2004) comprueba si este nuevo sistema de aplicar el MTA con puntas de ultrasonidos resulta más efectivo y para ello compara la capacidad de sellado que se obtiene colocando el MTA manualmente y mediante ultrasonidos, sin llegar a encontrar una ventaja clara con el nuevo sistema.

Otra solución sugerida para facilitar la aplicación de MTA para sellar la porción apical de conductos con apicectomía, especialmente en casos en los que el acceso quirúrgico se prevé complicado, consiste, en lugar de preparar la cavidad y colocar el material por vía retrógrada, es cortar la raíz cuyo conducto

ha sido previamente obturado por vía ortógrada hasta el final con MTA (*Apaydin, 2004; Andelin, 2002*). Esta solución ha sido probada encontrando resultados no siempre satisfactorios.

Apaydin revisa la cicatrización de tejidos periapicales de perros después de la cirugía apical en la que se coloca MTA recién mezclado en cavidades a retro o bien se cortan las raíces con los conductos obturados previamente con MTA, sin encontrar diferencias en las respuestas tisulares al MTA fresco y fraguado. Por otra parte, como ya se ha mencionado, en el estudio de Andelin (*2002*) no se detecta filtración en los dientes tratados con uno u otro sistema de obturación de la porción apical del conducto.

Sin embargo, Hachmeister (*2002*) encuentra una filtración significativamente mayor cuando el MTA se aplica por vía ortógrada que cuando éste se coloca a retro. Este dato lo explica por la limitación a la hora de verificar la correcta adaptación del material a las paredes del conducto, puesto que con la técnica ortógrada esto sólo es posible a través de radiografías, además de la dificultad de manipulación del MTA, especialmente en los dientes con ápices abiertos, donde no se dispone de una base sólida sobre la que compactar el material.

También Vizgirda (*2004*) observa una filtración significativamente mayor cuando se obtura toda la longitud del conducto con MTA por vía ortógrada comparada con la que ocurre obturando con gutapercha y cemento sellador.

Lo que es muy importante a la hora de manejar correctamente el material es mantener la proporción de agua-polvo adecuada. Aunque usando menos agua en la mezcla se podría obtener una consistencia más apropiada para la

manipulación, esto no es aconsejable, ya que de esta manera las propiedades que adquiere el material no son las esperadas.

García Barbero (2003) observa que la cantidad de agua empleada durante la mezcla es determinante para conseguir una correcta adaptación del MTA al diente. Además advierte que el tiempo de espatulado es también fundamental a la hora de conseguir una buena cohesión del material y con ello también una mejor adaptación.

Por su parte, Fridland (2003) establece la relación existente entre la proporción agua-polvo empleada en la mezcla y la solubilidad y porosidad que adquiere el MTA a las 24 horas. Para ello emplea diferentes proporciones agua-polvo entre 0,26 y 0,33. Tanto la solubilidad como la porosidad aumentan a medida que aumenta la proporción agua-polvo en el momento de la mezcla.

Se observa que el material endurecido consiste en una matriz porosa que contiene una fracción soluble capaz de ser liberada en un ambiente acuoso. Este material liberado consiste básicamente en hidróxido de calcio. Cuanto mayor fue la cantidad de agua empleada en la preparación, más cantidad de hidróxido de calcio se libera, por lo que concluyen que el mezclar el polvo de MTA con una proporción agua-polvo de 0,33 es más beneficioso que con una cantidad inferior de agua, ya que se supone que el hidróxido de calcio es el responsable de las propiedades beneficiosas atribuidas al MTA. Está de acuerdo en que la consistencia que adquiere el material al ser mezclado con esta proporción dificulta su manejo, pero proponen esperar a que adquiera una consistencia más adecuada en lugar de usar menos agua para mezclar.

7.3. Ventajas

- Resistente a la humedad en el interior del conducto
- Biocompatible
- Buenas propiedades de sellado

El MTA tiene características positivas tales como reacciones tisulares favorables, caracterizado por la ausencia de respuestas inflamatorias, la presencia de una cápsula fibrosa, y la inducción de formación de tejido mineralizado de reparación (Pitt Ford et al., 1995(b); Bernabe *et al.*, 2005). También se caracteriza por la naturaleza hidrofílica de las partículas de polvo de MTA que permite su utilización incluso en presencia de humedad (Torabinejad et al., 1993).

7.4. Desventajas

- Tiempo de fraguado relativamente largo
- Dificultad en la manipulación
- Alto costo

Los principales inconvenientes de MTA incluyen un potencial de decoloración, dificultad en la manipulación, tiempo de fraguado largo, alto costo del material, dificultad en su eliminación después de curar (Parirokh y Torabinejad, 2010).

En los estudios de microfiltración, MTA demostró ser superior en comparación con Súper EBA e IRM (Mangin et al., 2003).

La adaptación marginal del MTA fue mejor cuando se compara con IRM y Súper EBA (Gondim et al., 2003).

De las características físicas mencionadas por algunos de los autores que han estudiado este material, cabe destacar fundamentalmente dos de ellas: el tiempo que precisa para su fraguado y la ventaja de que éste se produzca en presencia de humedad. (*Torabinejad, 1995 (c); Torabinejad y Chivian, 1999*).

7.5. Presencia de Humedad

El hecho de que el MTA pueda fraguar en ambiente húmedo supone a todas luces una ventaja, dadas las características del campo en el que es preciso utilizarlo. Lo interesante de esto no es ya sólo que la humedad no impida o dificulte el correcto fraguado del material, como ocurre con los otros materiales hasta ahora utilizados para estas aplicaciones (amalgama, Súper EBA, IRM, ionómeros de vidrio, composites), sino que se afirma que la humedad es beneficiosa para su correcto fraguado (*Torabinejad y Chivian, 1999*).

En cuanto a estudios que evalúen específicamente la influencia de la humedad, consta el de Sluyk (*1998*). Como parámetro para comprobar el efecto de esta variable emplean la resistencia al desplazamiento de obturaciones de MTA. Aplican el material para la reparación de perforaciones en el suelo de la furca de molares inferiores y comparan los resultados de resistencia obtenidos cuando el material fragua colocando o no una bolita de algodón húmeda sobre la obturación. No obtienen mejores resultados cuando el material se mantiene húmedo. A la vista de este dato, no estaría justificado el aportar más humedad al material durante el fraguado, como proponen Torabinejad y Chivian, o al menos no con la intención de mejorar la estabilidad de las obturaciones.

Por el contrario, existe otro trabajo en el que se observa que la presencia de humedad sí mejora la estabilidad de obturaciones de MTA: Loxley (*2003*)

comprueba el efecto de distintas disoluciones - suero salino, hipoclorito sódico (NaOCl), peróxido de hidrógeno (H₂O₂), perborato sódico mezclado con suero salino y perborato sódico mezclado con H₂O₂ - sobre la resistencia al desplazamiento que adquieren obturaciones de MTA, IRM y cemento Súper EBA. Como dato de referencia toma la resistencia adquirida por cada material después de 8 días de fraguado en seco. Este valor lo compara con el obtenido después de mantener las muestras durante los siguientes 7 días en presencia de suero salino o las distintas soluciones oxidantes. Las obturaciones de MTA alcanzan una resistencia inferior respecto a los otros dos materiales en los primeros 7 días en seco. Sin embargo, cuando las muestras se mantienen otros 7 días en presencia de suero salino, la resistencia de las obturaciones de MTA aumenta. Loxley explica esto especulando que, después de ese primer fraguado en seco, pueden haber quedado óxidos minerales sin reaccionar que, al recibir de nuevo hidratación, solidifican y así aumenta la resistencia del material. El resultado de Loxley (2003) sí valida la idea de colocar el algodón humedecido para hidratar el material durante su fraguado.

Puesto que se sabe que el MTA es, por su composición, un material muy parecido a los cementos tipo Pórtland, cabe esperar que existan semejanzas en las características de fraguado de uno y otros. En relación con esto, es conocido que los cementos Pórtland tienen la capacidad de fraguar en presencia de humedad, lo que se conoce como fraguado hidráulico. Es más, se sabe que uno de los aspectos de que depende que el fraguado continúe su proceso es que la mezcla de cemento y agua se mantenga en presencia de suficiente humedad (Gomá, 1979). El cemento Pórtland requiere un ambiente con una humedad relativa por encima del 80%. Si la humedad ambiental desciende por debajo de esta cifra, la hidratación y por lo tanto el endurecimiento del cemento se detiene.

7.6. Tiempo de fraguado

La hidratación del MTA resulta en un gel coloidal que solidifica de 3 a 4 horas, las características del agregado dependen del tamaño de la partícula, de la proporción polvo líquido, temperatura, presencia de agua y aire comprimido (*Torabinejad, 1995(c)*).

La amalgama ha sido el material que muestra el tiempo de endurecimiento más corto y el MTA el más largo. Se considera preferible que el material utilizado, ya sea para el sellado de perforaciones, o como obturación retrógrada, endurezca tan pronto como sea colocado en la cavidad sin sufrir una contracción significativa (*Torabinejad, 1995(c)*).

El tiempo de fraguado es estudiado empleando el método recomendado por la ISO (especificación 6876, para cementos selladores de conductos radiculares) y resulta ser de 2 horas y 45 minutos (*Torabinejad, 1995(c)*).

Esta prueba lo que determina es el tiempo transcurrido hasta que el material se hace indeformable, lo cual no significa que el proceso de fraguado ha concluido completamente. En el mismo trabajo evalúa, también siguiendo las especificaciones de la ISO, la resistencia a la compresión del MTA, así como la de la amalgama, IRM y Súper EBA. Realiza el test a las 24 horas y a los 21 días, y observa que la resistencia del MTA a las 24 horas es la menor de todos los cementos (40 Mpa de media, frente a los 312.5 de la amalgama); a los 21 días la resistencia del MTA incrementa (67 Mpa), pero sigue siendo el material menos resistente (*Torabinejad, 1995(c)*). Esto indica que hasta 21 días después de la mezcla el material continúa su proceso de fraguado, por lo que cualquier otra propiedad podría seguir mejorando hasta al menos ese tiempo.

Un estudio que contempla la variable tiempo es el de Sluyk (1998). En él comprueban que la resistencia al desplazamiento de obturaciones de MTA a las 72 horas es significativamente mayor que a las 24 horas. Repiten el ensayo 14 días después y observan que el material vuelve a oponer resistencia a ser desplazado, lo que significa que el cemento no había terminado el proceso de fraguado ni a las 24 ni a las 72 horas, puesto que en los siguientes 14 días ha vuelto a adquirir resistencia.

Algunos de los trabajos en los que se evalúa la capacidad de sellado del material comprueban esta propiedad después de distintos periodos de fraguado, para saber si con el tiempo la calidad del sellado obtenido continúa siendo la misma o incluso mejora. (Wu, 1998; Hardy, 2004). Estos estudios arrojan resultados bastante contradictorios, sin llegar a establecer en ninguno de ellos cuál es el tiempo necesario para que el MTA alcance una capacidad de sellado adecuada.

Wu (1998) observa que el sellado del MTA mejora entre las primeras 24 horas después de la mezcla y los 3, 6 y 12 meses siguientes. Hardy (2004) también observa menos filtración a través de perforaciones de furca reparadas con MTA después de 1 mes que a las 24 horas.

Así pues, el tiempo necesario para que ocurra un proceso de fraguado completo del MTA está aún por determinar puesto que ningún estudio ha analizado de manera definitiva este aspecto.

En general, cuando se habla de tiempo de fraguado de un material, es para referirse al tiempo que transcurre hasta que la masa adquiere una consistencia tal que, sin haber endurecido completamente, ya permite ciertas maniobras, e

incluso se vuelve indeformable, pero sin llegar a alcanzar la consistencia y firmeza definitiva. Este periodo debe considerarse como tiempo de fraguado inicial, y es el que llega a medir Torabinejad (1995(c)) para el MTA, con la prueba estandarizada por la ISO.

Se considera tiempo de fraguado final aquel que ha de pasar hasta que el material adquiere la firmeza, la consistencia, la dureza y la resistencia deseables, así como cualquier otra propiedad que lo haga apto para desarrollar su función específica.

El tiempo de fraguado final está aún por definirse para el MTA, aunque, por los datos de los estudios mencionados anteriormente este tiempo podría ser de al menos 21 días, puesto que se ha observado que alguna de las propiedades pueden continuar mejorando durante aproximadamente ese tiempo.

7.7. Resistencia Compresiva

La resistencia compresiva es un factor importante para considerar cuando se coloca el material de obturación en una cavidad que soporte cargas oclusales. Debido a que los materiales de obturación apical no soportan una presión directa, la resistencia compresiva de estos materiales no es tan importante, como en los materiales usados para reparar defectos en la superficie oclusal. La fuerza compresiva del MTA en 21 días es de alrededor de 70 Mpa (Megapascales), la cual es comparable a la del IRM y Súper EBA, pero significativamente menor que la amalgama, que es de 311 Mpa (Miñaga, 2002).

III. Propiedades Relevantes de los Materiales de Obturación Retrógrada

A. Radiopacidad

Entre las propiedades ideales de un material de obturación retrógrada, la radiopacidad debe ser suficiente para permitir la distinción de la dentina y las estructuras anatómicas adyacentes (Tagger y Katz, 2004).

La norma ISO 6876/2001 (2001) establece que los selladores de conducto radicular deben tener un valor mínimo radiopacidad de 3 MM de Al. De acuerdo con el American National Standards Institute y la Asociación Dental Americana (ANSI/ADA) especificación N^o 57, todos los selladores endodónticos deben presentar una diferencia en la radiopacidad equivalente a por lo menos 2 mm de Al en comparación con el hueso o la dentina (Húngaro et al., 2009)

Song *et al.* (2006) utilizaron análisis de difracción de rayos X observando que ProRoot MTA tenía un alto contenido de óxido de bismuto en comparación a MTA Angelus, lo que puede contribuir a los valores más altos de radiopacidad reportados por Torabinejad.

En cuanto a la radiopacidad de materiales de obturación retrógrada, se encontró que la amalgama es el material más radiopaco (10mm equivalentes al espesor del aluminio). La radiopacidad de otros materiales es la siguiente: gutapercha 6.14mm, IRM 5.30mm, Súper EBA 5.16mm, MTA 7,17mm y la dentina 0.70mm. Por lo que le MTA es más radiopaco que la gutapercha convencional y la dentina, siendo fácilmente distinguible sobre las radiografías (Sha et al., 1996).

B. Adaptación Marginal

Adaptación marginal constituye un método indirecto para comparar la capacidad de sellado del material de relleno del extremo radicular (Reyes Carmona et al., 2009).

Un material de obturación ideal debe adherirse y adaptarse a las paredes de la dentina. En este sentido, Torabinejad y col. (1993), realizaron un estudio, al evaluar la capacidad de adaptación marginal del MTA, el Súper EBA y la amalgama. Los resultados mostraron que excepto para las muestras obturadas con MTA, la mayoría de las raíces seccionadas longitudinalmente presentaron brechas y vacíos entre el material de obturación y las paredes de la cavidad. El tamaño y la profundidad de las brechas variaban entre la amalgama y el cemento Súper EBA. Las cavidades apicales obturadas con amalgama, tenían un grado más bajo de adaptación a las paredes dentinarias; por el contrario, con el MTA se observó la mayor adaptación y menor cantidad de brechas; presentando también el MTA un significativo menor grado de microfiltración.

Stabholz y col. (1985) examinaron el potencial de adaptación marginal de 5 materiales de obturación retrógrada, por réplicas de resina bajo el SEM y demostraron la correlación existente entre la adaptación marginal y la capacidad del sellado. A la luz de sus resultados se puede decir que el MTA proporciona mejor adaptación y sellado que los materiales comúnmente utilizados como obturadores retrógrados; sus propiedades físicas funcionan de igual manera in vivo e in vitro.

La buena adaptación del MTA a márgenes de la cavidad puede ser intrínsecamente ligada a la naturaleza del material. MTA polvo consiste en finas

partículas hidrófilas que absorben agua durante la hidratación. Por lo tanto, el material se expande durante la solidificación, que debe haber jugado un papel en su adaptación superior a los márgenes de la cavidad (Shipper et al., 2004).

C. Capacidad de Sellado

Un aspecto fundamental, a la hora de emplear el MTA como material obturador de comunicaciones con el exterior, es su capacidad de sellado, por lo que diversos estudios se han dedicado a valorar esta propiedad. La mayoría de ellos comprueban la filtración marginal en obturaciones realizadas con este material.

El MTA ha demostrado tener, en reposo, una capacidad de sellado excelente, pero tan importante como esto es la estabilidad de las obturaciones realizadas con este material al someterlas a algún tipo de tensión o carga, dado que el desplazamiento de las mismas puede comprometer el sellado obtenido.

En el caso de las reparaciones de fisuras radiculares, las cargas que podrían desplazar el MTA vienen a ser sencillamente las fuerzas generadas con los movimientos masticatorios. Cuando lo que se obtura son perforaciones a nivel de la furca, más que las fuerzas oclusales, lo que podría actuar como fuerza desestabilizadora sería la presión transmitida por el material de obturación colocado en la cámara pulpar, sobre la reparación de la furca.

Otra situación clínica para la que se ha sugerido el empleo de MTA y en la que cobran importancia las fuerzas aplicadas sobre éste, es al utilizarlo para crear una barrera apical en el tratamiento endodóntico de dientes con ápice. En este

caso, la fuerza que puede llegar a desplazar el MTA es la que se ejerce en sentido apical durante la condensación de la gutapercha.

Un aspecto poco contemplado hasta el momento en la bibliografía es precisamente la estabilidad que presentan las obturaciones realizadas con este material, a pesar de la relevancia que este parámetro tiene a la hora de valorar el pronóstico a largo plazo de los tratamientos antes mencionados.

La forma de evitar o reducir el efecto de las fuerzas oclusales en dientes fisurados reparados con MTA sería mantener el diente en reposo, esto es, en inoclusión, siempre que esto sea posible, al menos durante el periodo de fraguado del material, para asegurar que no actúan fuerzas sobre el material que puedan desestabilizarlo antes de alcanzar el máximo grado de sus características físicas. La cuestión que aún está por determinarse cuánto tiempo sería aconsejable esperar antes de permitir que se aplique alguna carga sobre el diente reparado, con la intención de mejorar el pronóstico de dicho tratamiento.

En el caso de dientes con perforación de furca obturada con MTA, para evitar la presión sobre el material y mejorar sus características de fraguado, Torabinejad y Chivian (1999) proponen no realizar una obturación definitiva de forma inmediata sobre la reparación con MTA y colocar previamente una bolita de algodón empapada en agua cubriendo la obturación de MTA. Sería muy conveniente comprobar el tiempo más adecuado para mantener sin obturar de manera definitiva la cavidad pulpar y si el hecho de permitir el fraguado en presencia de agua puede ser útil para asegurar que mejora la estabilidad de la obturación.

Por su parte, Torabinejad (1995(b)) evalúa el posible sellado que pueda proporcionar el MTA revisando la capacidad de adaptación del mismo a los márgenes de las comunicaciones que se pretenden sellar con él. Para ello observa bajo microscopio electrónico de barrido los márgenes de preparaciones apicales obturadas con MTA, así como con otros materiales (amalgama, IRM, Súper EBA) para comparar su aspecto. En ninguna de las muestras obturadas con MTA detecta espacios de separación entre diente y material, o “gaps” (término con el que habitualmente se definen estos espacios) en los márgenes, por lo que concluye que la adaptación marginal de este material es mejor que la de los otros. Propone que la excelente adaptación se debe a una expansión sufrida por el material durante el fraguado.

Shipper (2004), en un trabajo similar, encuentra también mejor adaptación marginal con MTA que con amalgama y lo atribuye igualmente a su expansión de fraguado.

También Peters (2002) estudia la adaptación marginal de obturaciones apicales de MTA bajo microscopio electrónico de barrido, y además va un paso más allá en la reproducción de la situación clínica real, evaluando in vitro la adaptación del material a los márgenes de la cavidad antes y después de someter los dientes tratados a fuerzas masticatorias simuladas. Observa la adaptación marginal, la incidencia de sobreobturaciones e infraobturaciones, así como la aparición de microcracks después de las cargas oclusales y las compara con las detectadas en iguales circunstancias con Súper EBA. Con ambos cementos obtiene resultados aceptables de adaptación tanto antes como después de las cargas oclusales, aunque en el caso del Súper EBA sí observa un deterioro de los márgenes estadísticamente significativo, no así con MTA. La buena adaptación marginal del MTA también la atribuye a la expansión que sufre el

material durante el fraguado, según dice, por la presencia de sulfato cálcico dihidratado, así como a su largo tiempo de fraguado. Por otra parte, encuentran, en las obturaciones de MTA, una incidencia mayor de infraobturaciones, que aumenta significativamente después de las fuerzas oclusales, pero esto aparentemente no afecta a la adaptación marginal.

Otro trabajo en el que se determina la capacidad de sellado del MTA a través de la adaptación marginal es el de Gondim (2003). En él compara también la adaptación del MTA con la de Súper EBA y de IRM, y comprueba si existe alguna diferencia si se suaviza la superficie de las obturaciones. De nuevo observan una excelente adaptación marginal con MTA, y no detectan diferencias estadísticamente significativas con este material al tratar la superficie de las preparaciones.

Los estudios de filtración marginal se han realizado con diversos métodos: empleando tintes (azul de metileno, rhodamina B fluorescente, tinta china, cultivos de bacterias, incluso endotoxinas y proteínas, y por el método de transporte de fluidos. En la mayoría de ellos, el MTA muestra excelentes resultados.

Todos los estudios revisados que emplean tintes, refieren una filtración significativamente menor de MTA frente a los materiales con que se compara (generalmente amalgama y Súper EBA) (Lee. 1993; Torabinejad. 1993; Torabinejad. 1994; Aqrabawi. 2000; Roy. 2001).

En uno de estos trabajos, realizado por Torabinejad (1994), se cuestiona, además el posible efecto de la presencia de sangre al fraguar el material, pero

no se observan diferencias significativas en el sellado de ninguno de los materiales en ausencia o presencia de sangre.

Roy (2001) evalúa la posible diferencia en la capacidad de sellado de diversos cementos (entre ellos MTA) al variar el pH ambiental durante el fraguado: somete la mitad de las muestras a un medio ácido (5.0) y la otra mitad al pH biológico normal (7.4) durante 24 horas inmediatamente después de mezclados. El MTA consigue unos grados de filtración más bajos que los otros materiales con ambos niveles de pH. No se encuentra ninguna disminución de sellado estadísticamente significativa con pH ácido en ninguno de los cementos estudiados.

Otro trabajo que analiza si la presencia de algún ácido puede afectar las propiedades del MTA es el de Davis (2003). En él comprueba si el hecho de irrigar, antes de obturar, las preparaciones apicales con distintas sustancias (ácido cítrico, doxiciclina y suero salino) puede mejorar el sellado conseguido con MTA, IRM y Súper EBA. El MTA obtiene muy buenos resultados con cualquiera de los tres irrigantes, aunque se observa un cierto grado de filtración en sentido circunferencial algo más evidente cuando se irriga la cavidad con ácido cítrico. El autor explica este hecho sugiriendo que tal vez el ambiente ácido retrasa la reacción de fraguado del MTA (Davis. 2003), afirmación que se contrapone a los resultados obtenidos por Roy (2001).

En el trabajo de Vizgirda (2004) se comprueba la capacidad de sellado del MTA empleado como material de obturación, colocado a lo largo de todo el conducto radicular, y se compara con la de los materiales convencionales, gutapercha y sellador (ya sea condensada lateralmente o termoplastificada). Este estudio es el único de los que emplean el método de filtración de tintes que obtiene peores

resultados con el MTA que con los materiales con que se compara. Esto podría deberse, como el mismo autor especula, a la falta de acceso de todo el espesor del material a la exposición a la humedad, aspecto necesario para su correcto fraguado, lo cual podría haber provocado un fraguado defectuoso y a eso se debería la peor capacidad de sellado.

En relación a la capacidad de sellado del MTA colocado a lo largo de todo el conducto, existe otro trabajo. Se trata del estudio de Andelin (2002), y en él no se compara la capacidad de sellado del MTA con la de otro material, sino que se mide la filtración a través de una obturación de MTA colocada en una preparación apical convencional y la que se observa si, en lugar de preparar la cavidad y colocar el material por vía retrógrada, se corta la raíz cuyo conducto ha sido previamente obturado por vía ortógrada hasta el final con MTA. En este último estudio no se detectan diferencias significativas entre uno y otro sistema de obturación de la porción apical del conducto, lo que contradice los resultados del trabajo de Vizgirda, ya que en el de Andelin no encuentran evidencia de filtración con ninguno de los dos métodos de obturación con MTA, mientras que Vizgirda sí observa filtración cuando coloca MTA a lo largo de todo el conducto radicular.

Los estudios de filtración que emplean bacterias aportan datos algo dispares. En algunos de ellos las obturaciones con MTA previenen significativamente mejor la filtración o no permiten en absoluto la filtración, mientras que en otros no se encuentran diferencias significativas entre unos materiales y otros.

Torabinejad (1995(a)) y Fischer (1998) observan una menor filtración en los márgenes de las obturaciones de MTA al compararlo con amalgama, IRM y

Súper EBA, y lo explican por una posible expansión de fraguado del MTA cuando éste ocurre en ambiente húmedo.

Nakata (1998) explica la mayor filtración de la amalgama respecto al MTA por la mayor fuerza de condensación que precisa ésta para conseguir una adaptación marginal adecuada.

Adamo (1999) no encuentra diferencias significativas en la filtración de MTA, amalgama y Súper EBA.

Scheerer (2001) no observa filtración con ninguno de los materiales estudiados (Súper EBA, Geristore y MTA), datos que no se corresponden con el resto de estudios de filtración con bacterias, y atribuye estos resultados al tipo de bacterias empleadas (*Prevotella nigrescens*), por ser éstas de mucho mayor tamaño que las de los otros trabajos.

Hachmeister (2002), como ya se ha mencionado, no compara la filtración de MTA con la de otros materiales, sino que evalúa la técnica de aplicación del material. No detecta diferencias estadísticamente significativas en la capacidad de sellado de barreras apicales de MTA en dientes con ápices abiertos en función del grosor de MTA empleado ni de la aplicación previa en el conducto de hidróxido de calcio, pero sí encuentra una filtración significativamente mayor de bacterias, concretamente de *Enterobacter aerogenes*, cuando el MTA se aplica por vía ortógrada que cuando éste se coloca a retro.

Valois (2004) evalúan la influencia del grosor de MTA (1, 2, 3 y 4 mm), en obturaciones apicales colocadas a retro, y mediante filtración de una solución proteica (concretamente albúmina sérica bovina al 22%). Observa diferencias

estadísticamente significativas en la filtración entre los grupos con distintos grosores de obturación. Concretamente, en el grupo con obturaciones de 1mm ocurrió filtración en todos los especímenes y en menos tiempo que en el resto, mientras que con 4mm de MTA sólo filtraron un 7% de los dientes y ninguno antes de 31 días. Por lo tanto, se considera que la eficacia selladora de las obturaciones de MTA mejora en función del espesor de material al menos hasta un grosor de 4 mm.

Los autores que observan una filtración reducida de bacterias a través de los márgenes de obturaciones de MTA (*Torabinejad. 1995(a); Fischer. 1998; Nakata. 1998*) se cuestionan el posible efecto antibacteriano del producto como coadyuvante a este hecho, aunque consideran más razonable explicarlo por su capacidad de impermeabilizar.

La acción antibacteriana del MTA y otros cementos ha sido objeto de otro estudio, realizado por Torabinejad (*1995(d)*). En él se comprueba la capacidad de inhibir el crecimiento de diversas cepas de bacterias, anaerobias estrictas y anaerobias facultativas. El MTA no resulta efectivo frente a ninguna de las anaerobias estrictas estudiadas. Sí tiene cierta capacidad de inhibición del crecimiento de *Streptococcus mitis*, *S. mutans*, *S. salivarius*, *Lactobacillus* y *Staphylococcus epidermidis*, pero se concluye que ninguno de los materiales estudiados tiene un completo efecto antibacteriano. Además, la capacidad inhibitoria que presentan es temporal y de corta duración. También se ha comprobado el efecto antifúngico del MTA, concretamente frente a *Cándida albicans*, siendo efectivo para inhibir su crecimiento después de 1 día y 3 días de exposición, pero no con una hora de contacto (*Al-Nazhan. 2003*).

Otro trabajo en el que se evalúa la capacidad antimicrobiana y antifúngica del MTA es el de Estrela (2000), donde además la comparan con la del cemento Pórtland, hidróxido de calcio, y otras pastas a base de hidróxido de calcio (Dycal y Sealapex). Este estudio obtiene con el MTA resultados muy similares a los del trabajo de Torabinejad, siendo su capacidad idéntica a la del cemento Pórtland e inferior a la del hidróxido de calcio.

Los estudios de filtración que emplean el método de transporte de fluidos también aportan datos discordantes.

Bates (1996) estudia la filtración de obturaciones a retro de MTA, Súper EBA y amalgama en distintos intervalos de tiempo después de la obturación, siendo el primero a las 24 horas y el último a las 12 semanas. El MTA resulta ser el material que consigue la menor filtración en la mayoría de las mediciones. A las 24 horas, 72 horas y 2 semanas el MTA y Súper EBA consiguen un sellado significativamente mejor que el de la amalgama. Después de 4, 8 y 12 semanas no detecta diferencias estadísticamente significativas entre los tres materiales, pero la amalgama continúa teniendo los mayores niveles de filtración. Tanto el MTA como el Súper EBA demuestran tener una capacidad de sellado buena y estable a lo largo de todo el estudio.

Yatsushiro (1998) también comprueba menor conducción con MTA que con amalgama y relativamente poca variabilidad en los resultados de MTA a lo largo del tiempo de su estudio (entre 1 y 24 semanas).

Por el contrario, Wu (1998) observa que el sellado del MTA mejora con el tiempo. Inicialmente, cuando lo prueba a las 24 horas de la mezcla, el MTA es el material que más filtra, comparado con amalgama y cementos ionómeros; a

los 3 y 6 meses la filtración es menor que la de la amalgama y similar a la de un ionómero; a los 12 meses el MTA es el material que menos filtra.

Por su parte, Fogel (2001) no detecta diferencias estadísticamente significativas entre los datos de filtración que obtiene con MTA y los de otros materiales (amalgama, Súper EBA y el adhesivo de autograbado Clearfil Liner Bond 2).

Tampoco Weldon (2002) encuentra diferencias estadísticamente significativas al comparar la filtración a través de perforaciones de furca reparadas con MTA o Súper EBA medidas el mismo día de la obturación (30 minutos después de la obturación en el caso de Súper EBA y a las 4 horas en el caso de MTA), 1 semana después y un mes después, aunque sí detecta filtración significativamente mayor con MTA a las 24 horas.

Hardy (2004) compara el sellado obtenido al reparar perforaciones de furca aplicando sólo MTA en la perforación con el conseguido al combinarlo con una resina de autograbado colocada sobre él en la cámara pulpar, al colocar solamente esta resina y al combinar MTA en la perforación con Súper EBA en la cámara. Mide la filtración a las 24 horas y al mes, obteniendo que a las 24 horas el MTA solo filtre más que los otros métodos de reparación, siendo el mejor modo de reparación la aplicación de sólo una capa de resina. Pero en 1 mes el sellado del MTA mejora, siendo equivalente al obtenido con la resina sola o en combinación con MTA.

Otro estudio de filtración en el que emplean el método de transporte de fluidos es el de Lamb (2003). En él no comparan la capacidad de sellado del MTA con la de otros materiales, sino que evalúan la filtración ocurrida con obturaciones apicales de distintos grosores de MTA, concretamente 1, 2, 3 y 6 mm. Con 6

mm la filtración que detectan es bastante escasa; con 3 mm es algo mayor, aunque no encuentran diferencias estadísticamente significativas; la filtración aumenta significativamente cuando el grosor de MTA es de 2 mm o menos.

D. Biocompatibilidad

Los materiales utilizados en endodoncia con frecuencia se ponen en íntimo contacto con el periodonto y por lo tanto deben ser no tóxicos y biocompatibles con los tejidos del huésped. Hay varios estudios *in vitro* e *in vivo* para evaluar la biocompatibilidad de los materiales dentales. Ellos incluyen probar el perfil de toxicidad general de los materiales potenciales en un cultivo celular, las pruebas de implantación, y las pruebas de uso en animales de experimentación de acuerdo con los protocolos clínicos aceptados

Torabinejad (1995(e)), Osorio (1998), Keiser (2000) y Asrari (2003) comparan la citotoxicidad del MTA con la de otros materiales (amalgama, IRM y Súper EBA entre otros), en cultivos de distintas líneas celulares, empleando diferentes métodos descritos y estandarizados para el estudio de este aspecto, como son los test de difusión en agar, test de actividad enzimática mitocondrial, entre otros. En estos trabajos, con todos los métodos empleados, el MTA resulta ser el material menos citotóxico.

Pistouris (2003) compara la citotoxicidad del MTA con la de amalgama y titanio. El MTA y el titanio obtienen resultados muy similares, y, de nuevo, mejores que los de la amalgama.

Koh (1998) evalúa la reacción celular a MTA e IRM de dos maneras: por un lado, observando con microscopio electrónico de barrido el aspecto de cultivos

de células óseas humanas incubadas en presencia de los materiales durante distintos períodos de tiempo; por otro, mediante determinación de producción de citoquinas. Con el primer método comprueba que las células incubadas con MTA presentan morfología normal (planas y adheridas al cemento), lo cual demuestra biocompatibilidad del cemento, mientras que con IRM las células aparecen redondeadas y en menor número, lo que indica mayor toxicidad de este último material. La decisión de medir la cantidad de citoquinas producidas por las células óseas en presencia del material se debe a la observación, en estudios previos, de formación de tejido duro al colocar el MTA en contacto directo con tejidos periapicales. Se determina la liberación de citoquinas con intención de investigar el mecanismo de este proceso. En presencia de MTA, observan producción de las citoquinas IL1 α , IL1 β e IL6. Esto no ocurre en células en contacto con IRM.

Haglund (2003) también comprueba la producción de citoquinas en fibroblastos y macrófagos de ratón cultivados en presencia de MTA, sin embargo en este trabajo, a diferencia de los resultados de Koh (1998), no se detecta liberación de IL1 β ni de IL6. También en este trabajo observan una zona de muerte celular alrededor del MTA, aunque más allá de esta zona, el crecimiento y el aspecto de las células es completamente normal (Haglund. 2003).

También Zhu (2000) y Balto (2004) observan, mediante microscopía electrónica de barrido, la morfología celular y adhesión de distintas células cultivadas en presencia de MTA. Zhu (2000) comprueba que los osteoblastos humanos se adhieren y extienden bien sobre composite y MTA; no así sobre amalgama e IRM, con los que presentan aspecto redondeado. Estos datos indican de nuevo una respuesta favorable al MTA, así como al composite. Balto (2004) detecta

adhesión y crecimiento de fibroblastos de ligamento periodontal humano sobre obturaciones de MTA.

Saidon (2003) compara el efecto que tienen sobre cultivos celulares, concretamente de fibroblastos de ratón, el MTA y cemento Pórtland recién mezclados y después de dos semanas de fraguado. Los resultados con ambos materiales son muy similares, encontrando un área de muerte celular y desnaturalización de proteínas inmediatamente alrededor de los materiales frescos, con crecimiento celular normal más allá de esa zona. Junto a los materiales fraguados, se observa un crecimiento celular normal.

Wucherpfenning (1999) compara igualmente la reacción a MTA y cemento Pórtland, en cultivos de osteoblastos, encontrando de nuevo resultados similares parecidos con ambos.

Thompson (2003) comprueba la capacidad de los cementoblastos humanos para crecer y adherirse sobre MTA y para producir, en presencia del material, osteocalcina, una proteína implicada en la regulación del proceso de mineralización de tejido duro. Esto indica, según el autor, que el MTA se puede considerar un material cemento-conductor.

Otro trabajo en el que se revisa la capacidad del MTA, así como de otros materiales, para promover la expresión de un fenotipo osteogénico es el de Bonson (2004). Comprueban que el MTA, a diferencia de un cemento de vidrio ionómero, amalgama y un cemento de óxido de zinc, es capaz de inducir en fibroblastos gingivales y de ligamento periodontal humanos la expresión de genes de proteínas relacionadas con la formación de hueso, como la periostina, o la fosfatasa alcalina.

Kettering (1995) estudia la posible mutagenicidad del MTA, IRM y Súper EBA, también con cultivos celulares, con una prueba muy empleada para determinar este aspecto en los biomateriales, concretamente con el test de Ames, el cual básicamente consiste en detectar la cantidad de colonias de *Salmonella typhimurium* cultivadas en presencia de los materiales estudiados en las que se produce una mutación específica que las hace capaces de sobrevivir en un determinado medio. En el citado trabajo no se encuentra que ninguno de los materiales estudiados provoque un aumento en la frecuencia de mutaciones, por lo que se concluye que ninguno de ellos tiene capacidad mutagénica.

Los test de implantación intraósea realizados por Torabinejad (1995 (f), 1998) en mandíbulas y tibias de cobayas comparan la reacción inflamatoria de los tejidos circundantes a implantes de tubos de teflón rellenos con MTA, Súper EBA, IRM y amalgama. Los resultados demuestran que la respuesta tisular al MTA es la más favorable. No se detecta reacción inflamatoria en ninguno de los especímenes con MTA, y se observa en algunos de ellos formación de tejido duro adyacente al material.

Otro test de implantación intraósea en mandíbulas de cobayas es el de Saidon (2003), que compara la reacción provocada por tubos de teflón rellenos de MTA y de cemento Pórtland, observando una reacción muy favorable en los tejidos circundantes con ambos materiales, sin un acúmulo importante de células inflamatorias.

Por el contrario, Yaltirik (2004), tras implantar tubos de polietileno vacíos o rellenos con amalgama en unos casos, y con MTA en otros, en el tejido conectivo subcutáneo de conejos, y observar la reacción ocurrida a los 7, 15, 30, 60 y 90 días, detecta reacción inflamatoria similar con MTA y con

amalgama, siendo ésta significativamente más importante que con los tubos vacíos en todos los intervalos de tiempo excepto a los 90 días.

También Holland (1999(a)) realiza test de implantación, comprobando la reacción del tejido conectivo subcutáneo de ratas a tubos de dentina rellenos con MTA y con hidróxido de calcio a los 7 y 30 días. Observa con los dos materiales una reacción muy parecida, con formación de granulaciones, consistentes, al parecer, en cristales de calcita, rodeados de zonas de tejido calcificado y alrededor de éstas, sólo una leve reacción inflamatoria. Se cuestiona el motivo por el que el MTA provoca el mismo efecto que el hidróxido de calcio cuando éste no forma parte de su composición, y propone que se debe a la presencia en su composición de óxido de calcio, el cual podría reaccionar con los fluidos tisulares y formar hidróxido de calcio. Eso explicaría que la reacción con MTA sea tan parecida a la provocada por el hidróxido de calcio.

El mismo experimento lo realiza comparando también la reacción a hidróxido de calcio y MTA con la provocada por cemento Pórtland, obteniendo similares resultados (Holland. 2001(b)). Igualmente realizan el mismo trabajo comparando MTA e hidróxido de calcio con cementos selladores de conductos que contienen hidróxido de calcio. De nuevo encuentran formación de estas granulaciones de cristales de calcita (Holland. 2002).

Pitt Ford (1995(b)) provoca perforaciones en la furca de premolares inferiores de perros y obtura unas con MTA y otras con amalgama, la mitad inmediatamente y la otra mitad después de permitir la contaminación salivar y formación de lesión ósea. Cuatro meses después se sacrifican los animales y se comprueba la reacción de los tejidos en torno a los materiales. La respuesta

al MTA es claramente más favorable que a la amalgama. De los casos tratados inmediatamente con MTA, en la mayoría se observa ausencia de inflamación y formación de cemento alrededor del material. Incluso algunos de los reparados después de la contaminación tampoco muestran signos de inflamación. Todos los tratados con amalgama presentan inflamación, siendo más severa y extensa que la de los tratados con MTA. La reacción es similar a la que ocurre con hidróxido de calcio, incluso mejor a la hora de tratar este tipo de lesiones, según los autores, puesto que al fraguar el material queda duro y supone una barrera sólida sobre la que el tejido se puede organizar, cosa que no ocurre con el hidróxido de calcio.

Torabinejad (1995(g)) emplea MTA y amalgama para obturar preparaciones apicales a retro en premolares de perros. Previamente provoca la formación de lesiones periapicales exponiendo los sistemas de conductos a la cavidad oral. Después, obtura los conductos con gutapercha unos casos, y con gutapercha y sellador otros. Posteriormente accede con cirugía a la región apical, realiza apicectomías obtura con uno u otro material. Pasado un período de curación de 2 a 5 semanas en unos casos y de 10 a 18 semanas en otros, observa la respuesta de los tejidos periapicales. Los resultados son muy similares a los del trabajo de Pitt Ford (1995 (b)), con inflamación moderada a severa junto a los dientes obturados con amalgama, mientras que junto al MTA la inflamación es de menor grado y extensión. Con ambos materiales se consigue curación y neoformación de cemento sobre la dentina, pero en el caso del MTA se observa también aposición de cemento sobre el material, fenómeno que no ocurre con la amalgama. La presencia de inflamación crónica en los ápices tratados con amalgama puede ser debida, apuntan los investigadores, a la posible filtración de bacterias desde los conductos a través de los márgenes de la restauración, o bien a la bioincompatibilidad del material. El MTA ha demostrado tener una

capacidad de sellado superior, hecho que, junto con la posible capacidad de activar a los cementoblastos para producir matriz de cemento, explicarían los mejores resultados obtenidos en comparación con la amalgama.

En otro trabajo de Torabinejad (1997) se realizan procedimientos similares, aunque sin contaminar previamente los conductos, y empleando monos como animales de experimentación. Consiguen resultados también más favorables con MTA que con amalgama como material de obturación a retro.

Regan (2002) estudia también la reparación de los tejidos periapicales de premolares de perros después de apicectomías y obturaciones a retro realizadas con MTA y la compara con la que ocurre empleando el cemento sellador de conductos Diaket como material de obturación a retro. No detecta diferencias estadísticamente significativas entre MTA y Diaket, pero con ambos obtiene buenos resultados, observando formación de tejido óseo, nuevo ligamento periodontal y recubrimiento de cemento sobre las preparaciones en grados variables tanto con uno como con el otro material.

Pitt Ford (1996) comprueba la respuesta del tejido pulpar en contacto con MTA, y lo compara con la reacción con hidróxido de calcio. Abre cavidades en dientes de monos provocando exposiciones pulpares para después obturarlas, bien colocando hidróxido de calcio sobre la exposición y amalgama en el resto de la cavidad, o bien rellenando toda la preparación con MTA. Cinco meses después examina la reacción del tejido pulpar comprobando la formación de puentes dentinarios y la presencia o ausencia de inflamación. En los seis dientes en los que se emplea MTA como material de recubrimiento pulpar se observa formación de puentes de dentina gruesos, y en todos, excepto uno, ausencia de inflamación. Los tejidos pulpares recubiertos con hidróxido de calcio presentan

todos inflamación y sólo en dos de los seis se forman puentes dentinarios. La explicación que dan los autores a estos datos es la posible filtración de bacterias a través de los márgenes de la amalgama, no a la incapacidad del hidróxido de calcio para estimular la formación de dentina, hecho comprobado en otros estudios. La formación de dentina adyacente al MTA se atribuye a la capacidad de sellar apropiadamente, además de su biocompatibilidad y capacidad de estimular la formación de tejido duro. El lento fraguado de este material para los autores se puede considerar una ventaja, ya que no existiría contracción de fraguado y por ello conseguiría mayor impermeabilidad.

Faraco (2001) también compara la respuesta pulpar a recubrimiento con MTA y con hidróxido de calcio, esta vez en dientes de perro. Al igual que Pitt Ford (1996), encuentra una mejor respuesta con MTA que con hidróxido de calcio, y también lo explica por sus similares propiedades y superior capacidad de sellado. Holland (2001(c)) realiza un experimento similar, pero comparando MTA con cemento Pórtland, obteniendo buena respuesta con ambos, y sin hallar diferencias entre los dos materiales.

Tziafas (2002) realiza otro estudio con recubrimientos pulpaes de MTA en perros, y analiza la respuesta tisular no sólo con análisis histológicos, sino también mediante microscopio electrónico de barrido, microscopio electrónico de transmisión y con microanálisis de dispersión de rayos X. Sus observaciones confirman la capacidad del MTA para inducir cambios citológicos y funcionales en las células pulpaes que provocan la formación de dentina reparativa, lo que no significa que de por sí sea un material capaz de inducir por sí mismo la dentinogénesis, pero sí parece que es capaz de crear un ambiente adecuado en la pulpa que favorece la expresión del potencial dentinogénico en las células pulpaes, probablemente debido a su alcalinidad.

Holland (1999(b)) emplea el MTA para obturar el interior de los conductos radiculares en combinación con gutapercha, como si de un cemento sellador se tratara. Compara la reacción de los tejidos periapicales con la observada al utilizar un cemento sellador de ionómero (Ketac-Endo). Encuentra una respuesta excelente al MTA, con un cierre del conducto principal por aposición de cemento y ausencia de inflamación en todos los casos, mientras que con Ketac-Endo, sólo observa cierre parcial del foramen en algunos especímenes, y en todos hay reacción inflamatoria. Repite el experimento comparando MTA con cemento Pórtland y de nuevo obtiene cierre biológico completo y ausencia de inflamación con ambos materiales por igual (Holland, 2001(d)).

Varios estudios han informado alta citotoxicidad de Súper EBA probablemente debido a la presencia de eugenol libre (Osorio et al., 1998; Bonson et al. 2004). Sin embargo, otros estudios no están de acuerdo con estos resultados y se basan en metodologías diferentes (por ejemplo, la implantación in vivo) (Torabinejad et al., 1995 (f); Trope et al., 1996). Esta discrepancia probablemente explica el hecho de que el cemento parece funcionar bastante bien en la situación clínica, ya que las altas tasas de éxito han sido descritas con respecto al resultado de la cirugía perirradicular.

De Deus et al. (2009) encontraron que la cantidad de arsénico detectada en las muestras de ProRoot MTA blanco fue muy baja en contraste con la misma cantidad en las muestras de MTA Angelus, que era bastante alto. Esto, si se mantiene, sigue siendo el principal obstáculo para el rendimiento clínico de las marcas MTA disponibles con las diferencias en la composición química y el proceso de elaboración (Schembri et al., 2010).

En un experimento sobre los efectos antiproliferativos de los materiales dentales, Koulaouzidou et al. (2005) compararon MTA, cemento de óxido de

zinc-eugenol (ZOE), y ionómero de vidrio en líneas celulares de fibroblastos. Se determinó que la MTA exhibe la más baja actividad antiproliferativa, mientras que ZOE tiene la mayor actividad antiproliferativa.

Varios estudios de cultivo celular han demostrado la producción de colágeno tipo I y expresión de osteocalcina en presencia de MTA (Pelliccioni et al., 2004; Tani-Ishii et al., 2007; Yasuda et al., 2008; Chen et al., 2009).

Dos estudios recientes han confirmado cementoconducción, cementoinducción y osteoconducción de MTA blanco (Hakki et al., 2009; Chen et al., 2009).

Una investigación reciente de cultivo celular mostró que MTA es relativamente inerte y superior en la viabilidad celular en comparación con Vitrebond y Súper EBA (Koulaouzidou et al., 2008).

Muchas investigaciones han tratado de cambiar la composición de polvo MTA o sustituir el agua destilada con otros líquidos en la mezcla de MTA. La razón de estas diversas combinaciones incluye un posible aumento de la actividad antimicrobiana, una disminución en el tiempo de fraguado, o una mayor facilidad de manejo de este material. Un número de investigaciones se han realizado para evaluar la citotoxicidad de las nuevas composiciones de MTA.

La mezcla de MTA blanco con CHX 0,12% aumenta significativamente la apoptosis de fibroblastos de ratón y de los macrófagos en comparación con una mezcla de MTA blanco y agua estéril (Hernandez et al., 2005). Se puede concluir que la mejora de las propiedades antibacterianas de la MTA cuando se mezcla con CHX afecta negativamente a la biocompatibilidad del material.

E. Formación Tejido Mineralizado

Varios estudios han demostrado las excelentes propiedades físico-químicas del MTA, incluyendo la alta capacidad de sellado y la adaptación a las paredes dentinales, radiopacidad, elevada alcalinidad, y la liberación de iones de calcio (Santos et al., 2005). El MTA además presenta actividad antimicrobiana (Sipert et al. 2005). Sin embargo, su característica más interesante es la capacidad de estimular la deposición de tejido mineralizado en su superficie (Cintra *et al.*, 2006). La combinación de todas estas características hace que sea el material de obturación retrógrada de elección en la cirugía endodóntica.

Se ha sugerido que el mecanismo de estimulación de la reparación por la deposición de tejido mineralizado depende del pH y la capacidad de liberación de iones de calcio (Okabe et al., 2006; Duarte et al., 2003). Se sabe que la presencia de agentes específicos en la composición de un material dental no ciertamente implica su disociación y la liberación de los materiales después del curado, porque la reacción de curado y la presencia de otro agente pueden inhibir la liberación de estos iones. (Staehele et al., 1995).

La capacidad para permitir y/o estimular la reparación por la deposición de tejido mineralizado y sus adecuadas características fisicoquímicas refuerza la utilización de cementos a base de MTA como materiales de obturación retrógrada y para el sellado de las comunicaciones entre el sistema de conductos radiculares y la superficie externa del diente.

Holland et al. (2001(b)) demostró la formación de gránulos Von Kossa-positivos en la superficie de MTA gris ProRoot, lo que indica que el óxido de calcio en la composición del material probablemente reaccionaría con los fluidos de los

tejidos y produciendo hidróxido de calcio, que a su vez se disociarían en hidróxido y los iones de calcio. Los iones hidróxido serían responsables de la alcalinización del medio, y por consiguiente de la activación de la fosfatasa alcalina. Teniendo en cuenta los iones de calcio, su presencia extracelular se ha informado de inducir la expresión de BMP-2: proteína morfogenética ósea, que induce formación de hueso y cartílago, son osteogénicas e inducen diferenciación de osteoblastos (Rashid et al., 2003; Yasuda et al., 2008). A la inversa, los iones calcio que reaccionan con los iones de carbonato presentes en el tejido periapical, conducen a una precipitación de gránulos de calcita, que pondrían en marcha el proceso de deposición de tejido mineralizado.

En la primera investigación sobre MTA como un material de obturación retrógrada en perros, Torabinejad et al. (1995(g)) demostraron que el material promueve la formación de cemento en 23% de las muestras después de 2-5 semanas de la cirugía periapical. Más del 80% de las cavidades retrógradas llenas de MTA mostró deposición de cemento después de 10-18 semanas de la cirugía. En contraste, ninguna de las cavidades retrógradas llenas de amalgama mostró deposición de cemento.

Otra investigación en monos estableció la superioridad de MTA (menos inflamación y formación de cemento a los 5 meses) sobre la amalgama como un material de obturación retrógrada (Torabinejad et al., 1997).

En una investigación sobre dientes de perros, Regan et al. (2002) compararon Diaket y MTA como material de obturación retrógrada y no informó diferencias significativas entre estos materiales en términos de regeneración de los tejidos periapicales 60 días después de la cirugía.

Baek et al. (2005) comparó la utilización de Súper EBA, amalgama, y el MTA en dientes de perro como materiales de obturación retrógrada. MTA mostró los resultados más favorables en términos de grado de infiltración de polimorfonucleares, la maduración ósea y formación de cemento.

En contraste con estos hallazgos histológicos, Bernabé et al. (2005) no informó diferencias significativas entre MTA, material restaurador intermedio (IRM), y Súper EBA como material de obturación retrógrada en los dientes despulpados 180 días después de la cirugía. Se determinó que el óxido de zinc-eugenol (ZOE) tuvo una influencia significativamente más negativa sobre la curación apical que otros tipos de sustancias, y sólo MTA estimuló la deposición de tejido duro en contacto.

Un estudio reciente evaluó la cicatrización de los tejidos periapicales de dientes de perro contaminados, utilizando como material de obturación retrógrada IRM, Geristore y MTA. Geristore mostró la menor curación favorable en la evaluación histológica, no se observó una diferencia estadística entre el MTA y de IRM (Tawil et al., 2009).

Sobre la base de estos estudios, MTA es el material de obturación retrógrada que muestra resultados más favorables, en términos de falta de inflamación, presencia de cemento y la formación de tejido duro.

En un artículo de revisión en relación con los conceptos modernos de la cirugía endodóntica, Kim y Kratchman (2006) indicaron que MTA es el material de obturación retrógrada más biocompatible y se puede utilizar con resultados predecibles en cirugía endodóntica.

En un informe de caso de 2 años, Favieri et al. (2008) demostraron un resultado exitoso de un incisivo lateral superior con perforación bucal hacia el hueso cortical. Se trató con MTA como material de obturación retrógrada en combinación con sulfato de calcio y hueso liofilizado como materiales osteoconductivos y osteoinductivos.

En dos investigaciones clínicas prospectivas diferentes, Chong et al. (2003) y Lindeboom et al. (2005) compararon IRM con MTA como material de obturación retrógrada en los dientes de una sola raíz y la raíz mesiovestibular de los molares maxilares. Los resultados de ambos estudios mostraron resultados más favorables con MTA, a pesar de que no encontró ninguna diferencia estadísticamente significativa entre los dos materiales.

En un estudio de serie de casos prospectivo en 276 dientes con MTA blanco como material de obturación retrógrada, Saunders (2008) reportó un 88,8% de éxito clínico y radiográfico después de 4-72 meses. Llegó a la conclusión que el uso de técnicas cuidadosas de microcirugía combinado con el uso de MTA como material de obturación retrógrada resulta en altas tasas de éxito en la cirugía endodóntica.

Un metaanálisis de 30 artículos publicados en los últimos años indican que MTA tiene una alta tasa de éxito clínico, proporciona el mejor sello, muestra biocompatibilidad superior, y es el único material de obturación retrógrada que promueve la regeneración de tejidos en comparación con amalgama, IRM, y Súper EBA (Fernández et al., 2008).

Bioactividad es una expresión que describe el efecto beneficioso de un material implantado en tejido vivo. La capacidad del material para interactuar con el tejido vivo que permite la integración del biomaterial en el medio ambiente. Cuando un material bioactivo se implanta, una serie de reacciones bioquímicas

y biofísicas ocurren en la interfase implante-tejido, resultando en la formación de una capa de apatita carbonatada (Hench, 1991). La apatita carbonatada representa la fase mineral del tejido duro (hueso, dentina y cemento) y contiene pequeñas cantidades de magnesio, sodio, potasio, flúor y cloro (Tay et al., 2007).

Una de las características de un material bioactivo es su capacidad para formar una capa de apatita en su superficie cuando se pone en contacto con los fluidos fisiológicos in vivo (Hench et al., 1984) o con los fluidos corporales simulados in vitro (Ducheyne et al. 1994). La formación de apatita es una característica común de biomateriales que contienen silicatos de calcio (Gou et al., 2005; Zhao et al., 2005).

MTA es un material bioactivo que se compone principalmente de silicato de calcio. Las investigaciones han demostrado que puede inducir a la formación de tejido duro.

Varios estudios han demostrado que el uso de MTA produce cristales precipitados en presencia de tampón fosfato salino (PBS) (Sarkar et al., 2005; Bozeman et al., 2006; Tay et al., 2007; Reyes-Carmona et al., 2009; Gandolfi et al., 2010; Reyes-Carmona et al., 2010). Reyes-Carmona et al (2009) observaron que esta precipitación promueve un proceso de biomineralización que conduce a la formación de una capa, como las estructuras en la interfase cemento-dentina. Sin embargo, hay pocos datos publicados que confirman la ocurrencia del proceso de biomineralización in vivo (Reyes-Carmona et al., 2009; Reyes-Carmona et al., 2010).

Numerosos investigadores han ilustrado la liberación de varios iones de MTA cuando se almacena en un medio líquido (Fridland et al, 2003; Sarkar et al., 2005; Bozeman et al., 2006; Tomson et al., 2007).

Sarkar et al. (2005) llenó conductos radiculares con MTA y los puso en contacto con tampón fosfato salino (PBS) durante 2 meses. Se informó de que MTA libera algunos iones en el siguiente orden descendente: calcio, sílice, bismuto, hierro, aluminio y magnesio. Después de la resección de los extremos de raíz y el examen de las muestras bajo un microscopio óptico y luego con SEM, los autores descubrieron la presencia de una capa blanca entre el MTA y las paredes del canal de raíz. Un examen más detallado de esta estructura blanca, con el análisis de dispersión de energía de rayos X, revelaron una estructura compuesta de calcio, fósforo y oxígeno y similar composición a la hidroxiapatita (HA). Estos autores indicaron que HA puede liberar calcio y fósforo continuamente, un proceso necesario para el metabolismo óseo. Además, este fenómeno aumenta la capacidad de sellado del MTA y promueve la regeneración y la remineralización de los tejidos duros. Sobre la base de estos resultados, Sarkar et al. (2005) sugiere que la biocompatibilidad, capacidad de sellado, y la actividad dentinogénica de MTA resulta de las reacciones fisicoquímicas entre MTA y los fluidos del tejido durante la formación de HA. Muchos estudios en animales que han analizado la estructura dura formada entre la interfaz de pulpa-MTA han demostrado la presencia de fósforo y calcio, los componentes principales de HA.

Se ha informado de que el ión de calcio liberado de MTA puede inducir una reacción con el fósforo del medio ambiente, es decir, tampón fosfato salino (PBS), lo que conduce a la precipitación de cristales de hidroxiapatita no sólo en la interfase dentina-MTA (Sarkar et al., 2005), sino también en la superficie de

la obturación del extremo radicular (Asgary et al., 2009). Este mecanismo biológico se supone que se relaciona con la acción físico-química de MTA. Un sello biológico no se ha observado con otros materiales de obturación retrógrada.

Según Yuan et al. (2000), un material con la capacidad para precipitar apatita en su superficie al entrar en contacto con un tejido calcificado puede formar una adhesión química entre la capa de apatita y el tejido.

Hidróxido de calcio puede estimular la formación de tejido duro si se libera a partir de un biomaterial en cantidades suficientes (Heithersay, 1975). La reacción de hidratación del MTA produce hidróxido de calcio que se hidroliza a calcio y los iones hidroxilo en contacto con el fluido corporal del tejido (Estrela et al., 2000).

Bozeman et al. (2006) confirmó las conclusiones de Sarkar et al. (2005) mediante el uso de MTA gris y MTA blanco. Se puso de manifiesto que la cantidad de formación de cristales HA en el MTA gris es más que la formada sobre MTA blanco. Además, se informó de la presencia de niveles bajos de sílice y fósforo en los cristales de MTA gris y más iones de calcio en los cristales de MTA blanco. Además, MTA gris libera sílice significativamente menor en comparación con MTA blanco.

Aunque Sarkar et al. (2005) y Bozeman et al. (2006) han sugerido que la reacción de los iones de calcio a partir de MTA con iones fosfato de tampón fosfato salino (PBS) podría producir hidroxiapatita, es bien sabido que no hay hidroxiapatita estequiométrica en el entorno biológico. Lo que sucede es la

formación inicial de fosfato de calcio amorfo, un precursor de calcificación (Tay et al., 2007)

La porosidad en conjunto de MTA ha sido identificada como un inconveniente potencial para el material. Se puede permitir la penetración potencial de bacterias o de sus productos derivados, sin embargo, los estudios han demostrado que después de la colocación de MTA, forma una capa de HA sobre el material que llena el vacíos y defectos superficiales. La formación de esta capa se desarrolla por un enlace químico entre el MTA y las paredes dentinales que podrían ser la característica principal responsable de la ejecución exitosa de este material. Una investigación reciente informó de que las formas de apatita carbonatada sobre MTA, indicando la bioactividad del material. Apatita carbonatada representa la fase mineral de los tejidos duros tales como hueso, cemento, y la dentina y se conoce como una apatita biológica (Reyes-Carmona et al., 2009).

En esta investigación (J Reyes-Carmona et al., 2009), la formación de cristales de apatita dentro de las fibrillas de colágeno ha apoyado la reacción entre el MTA y la dentina que finalmente forma un enlace químico (Sarkar et al., 2005).

Reyes-Carmona (2009) y Reyes-Carmona et al. (2010) fueron los primeros autores en demostrar que el proceso de biomineralización se produce simultáneamente con la respuesta inicial inflamatoria aguda.

Los resultados mostraron que todos los cementos son bioactivos. Se indujo la deposición de minerales en la interfaz de la dentina-cemento y en el interior de los túbulos, aunque con diferencias en la velocidad y la intensidad de la deposición. Estos resultados refuerzan los de estudios in vivo que sugieren que

los iones calcio liberados de los cemento reaccionan con los iones fosfato disponible en el fluido de los tejidos, resultando en la precipitación de apatita carbonatada.

Reyes-Carmona (2007) observó que el cemento Portland, libera menos iones de calcio que MTA y sugirió que posiblemente estos iones precipitan antes que pudiera ocurrir una difusión eficaz a través de los túbulos dentinales. Esto se podría explicar por el hecho de que MTA y cemento Portland no son materiales idénticos (Dammaschke et al., 2005; Reyes-Carmona et al., 2009; Reyes-Carmona et al. 2007; Hwang et al., 2011). Además de liberar una mayor cantidad de iones de calcio, MTA tiene partículas significativamente más pequeñas, los metales pesados menos tóxicos, y pasa por un proceso de purificación más que el cemento Portland (Dammaschke et al., 2005). Esto puede mejorar el proceso de mineralización, porque se sabe que la disolución iónica es un paso inicial en la precipitación de apatita (Knor et al., 2003), y el crecimiento y la nucleación de la capa de apatita son proporcionales a la concentración de iones disponibles (Weng et al. 1997)

MTA fue más eficaz en la inducción de proceso de biomineralización en comparación con los cementos Portland en los períodos de 30 y 60 días (Schmitt et al., 2001).

El reemplazo de MTA por cemento Portland es sugerido por algunos autores (De-Deus et al., 2009; Saidon et al. 2003; Menezes et al., 2004; Abdullah et al., 2002), vale la pena observar que cuando el proceso de biomineralización se ha examinado ex vivo, este producto mostró peor rendimiento que los MTA investigados (Reyes-Carmona et al., 2009; Reyes-Carmona et al., 2010).

La presencia de varios iones en un entorno afecta a los tejidos vivos (Tomson et al., 2007). La concentración de factores de crecimiento desempeña un papel significativo en la formación de tejido duro (He et al., 2004; He et al., 2005). Por ejemplo, una alta concentración de factor de crecimiento transformante $\beta 1$ resulta en la apoptosis celular en lugar de un efecto positivo en la cicatrización de los tejidos. Se podría suponer que la producción de factor de crecimiento transformante- $\beta 1$ es un efecto positivo de un material bioactivo en un entorno de cultivo celular. Sin embargo, la producción de moléculas de señalización y de los iones debe ser en determinadas concentraciones para ser alentador para la viabilidad celular y la proliferación (Zhao et al., 2005; Midy et al., 2001).

Aunque la producción de HA es un fenómeno muy deseable y un signo de biocompatibilidad, la HA puede inducir la muerte celular e inhibir la proliferación de las células cuando la concentración de partículas de Ca-P es demasiado alta. Midy et al (2001) han demostrado que en presencia de altos niveles de iones Ca-P, las actividades de los osteoblastos son las reguladas. En una investigación de cultivo de células, Zhao et al (2005) confirmó que la cantidad de silicato de calcio en un material bioactivo debe ser en una cierta concentración para estimular la proliferación celular.

Los estudios han demostrado que la colocación de MTA en tejido de la pulpa causa la proliferación, migración y diferenciación de odontoblastos como las células que producen una matriz de colágeno (Tziafas et al., 2002; Kuratate et al., 2008). La matriz formada es entonces mineralizada y produce osteodentina inicialmente y es seguida por una formación de puente de dentina terciaria unos pocos meses después de recubrimiento de la pulpa. El mecanismo de acción de MTA es muy similar al efecto de CH en tejido de la pulpa después de recubrimiento de la pulpa.

En un estudio reciente, Tomson et al. (2007) demostraron que MTA blanco y MTA gris liberan diferentes moléculas de señalización que pueden influir en su efecto sobre la calidad y la velocidad de formación de puente calcificado.

MTA se trata de un material bioactivo y biocompatible y se ha demostrado que estimula la liberación de citoquinas de las células óseas, que promueve activamente la formación de tejido duro (Koh et al., 1998; Pairokh et al. 2010; Torabinejad et al., 2010).

Los osteoblastos producen citocinas tales como interleucina (IL) -1, el factor de necrosis tumoral (TNF), e IL-6 que son necesarias para el reclutamiento y activación de osteoclastos (Suda et al., 1999). Varios estudios informan la producción de citocinas por los osteoblastos in vitro cuando están en contacto con MTA (Koh et al. 1997; Mitchell et al., 1999; Deller-Quinn et al., 2009).

En sistemas de cultivo celular, MTA se ha demostrado que estimula la proliferación de los fibroblastos del ligamento periodontal (Bonson et al., 2004), para inducir la diferenciación de los osteoblastos (Nakayama et al., 2005; Gomes et al., 2008), y para estimular la mineralización de las células de la pulpa dental (Yasuda et al., 2008). Esta biocompatibilidad y potencial bioactivo ha suscitado el interés de los científicos de todo el mundo para mejorar las características de manejo y algunas propiedades fisicoquímicas de MTA con la intención de ampliar su aplicabilidad en endodoncia.

Un artículo reciente ha hipotetizado que el uso de MTA como un material adyuvante para llenar la cavidad de granulomas centrales de células gigantes de un legrado quirúrgico, pudiendo inducir tanto efectos osteoconductivos y

osteoinductivos y mejorar la formación de hueso en el sitio del tumor, así como también prevenir la recurrencia del tumor.

Sobre la base de la información actual, parece MTA es un material bioactivo y tiene la capacidad de crear un ambiente ideal para la curación. Desde el momento en que la MTA se coloca en contacto directo con los tejidos humanos, parece que el material hace lo siguiente:

- Hidróxido de calcio libera iones de calcio para la adhesión celular y la proliferación
- Crea un ambiente antibacteriano por su pH alcalino
- Modula la producción de citoquinas
- Alienta a la diferenciación y la migración de los productores de tejidos duros células
- Forma HA (o apatita carbonatada) en la superficie de MTA y proporciona un sellado biológico.

Más investigaciones son necesarias para determinar el mecanismo de acción específico responsable de la bioactividad de la MTA.

Conclusiones

- El cirujano debe considerar el uso de materiales endodónticos, que han sido evaluados biológicamente y clínicamente y que dan evidencia del éxito a largo plazo.
- El material de obturación retrógrada debe proporcionar un cierre hermético, debiendo ser no carcinógeno, biocompatibles y dimensionalmente estable.
- Basado en la revisión de la literatura, hasta la fecha los actuales materiales de obturación retrógrada no poseen las características ideales, pero los estudios han revelado que MTA y Súper EBA son superior a otros materiales de obturación retrógrada.
- La amalgama es un material que normalmente se le atribuye una baja tasa de reparación. Se debe tener en cuenta que corresponde diferenciar una aleación tradicional con una de alto contenido en cobre, pues con esta última se obtienen mejores resultados. Además hay que tener en cuenta que con el tiempo mejoran sus propiedades.
- El vidrio ionómero por su difícil manipulación y sensibilidad a la humedad hace que como material de obturación retrógrada no sea el ideal, a pesar de ser biocompatible, pero por sus características es un material muy bueno para ser utilizado a nivel de lesiones cervicales.
- IRM y Súper EBA son materiales a base de óxido de zinc eugenol, pero con otros componentes añadidos con el fin de disminuir la liberación de eugenol que es la porción más nociva. Ambos presentan excelentes resultados, sobre todo el Súper EBA que en porcentajes de reparación

presenta resultados muy similares al MTA. Como ventaja son más económicos y fáciles de manipular, pero producen reparación no regeneran cemento.

- Lo ideal es regenerar los tejidos periapicales con el fin de obtener un cierre biológico y mecánico que impida una nueva injuria sobre el tejido periapical. MTA y DIAKET lo hacen. El primero es de renombre mundial con miles de investigaciones que lo avalan como una material de excelentes propiedades físicas, mecánicas y biológicas, el problema es su costo y lo difícil de su manipulación. DIAKET es un cemento de resina con muy buenos resultados pero, es más desconocido en la realidad odontológica sudamericana y no accesible en Chile.
- Retroplast es una resina a la cual en algunos estudios se observó formación de cemento, pero posee una tasa de éxito inferior que el MTA. Al igual que Geristore.
- En la actualidad existen en el mercado una gran variedad de materiales para la obturación retrógrada, ya no es necesario seguir en la búsqueda de un material que estimule la regeneración. Diaket y MTA lo hacen, lo que deben seguir investigando es como mejorar sus propiedades de manipulación y disminuir su costo.
- La humedad durante el fraguado afecta de forma estadísticamente significativa a los resultados de resistencia al desplazamiento que adquieren las obturaciones de MTA.
- La resistencia al desplazamiento se modifica a lo largo del tiempo de fraguado.

- Existen múltiples estudios de materiales de obturación retrógrada en los cuales se comparan diversas propiedades y se pretende establecer cuál es el mejor. Al leer este tipo de publicaciones es importante tener una visión crítica, ver el tamaño de las muestras y si son iguales para todos los grupos, verificar que a todos los materiales se les apliquen los mismos criterios de evaluación como lo es el periodo a controlar.

Resumen

Uno de los objetivos de la cirugía apical es sellar herméticamente el sistema de conductos radiculares. Este sellado se logra generalmente por la preparación de la cavidad del extremo radicular y posterior obturación retrógrada. Se han descrito una infinidad de materiales de obturación retrógrada para su uso en cirugía apical.

Idealmente, un material para sellar la cavidad retrógrada debe proporcionar un buen sellado apical y la adhesión a las paredes del conducto dentinario. También debe ser dimensionalmente estable, fácil de manejar, radiopaco, resistente a la humedad, no absorbible, no tóxico, no corrosivo, no carcinogénico, no teñir, antibacteriano/antifúngico, y biocompatible. Estudios han sugerido también que un material de obturación retrógrada no sólo debe ser tolerado por el tejido, sino también ser capaz de estimular la regeneración de tejidos duros y blandos en los tejidos periapicales

Hasta la fecha los actuales materiales de obturación retrógrada no poseen las características ideales, sin embargo los estudios han revelado que MTA y Súper EBA son superiores a otros materiales de obturación retrógrada.

Bibliografía

Abdal, AK., Retief, DH., Jamison, HC. (1982). The apical seal via the retrosurgical approach: a preliminary study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 53 (1982), pp. 614–621

Adamo HL; Buruiana R; Schertzer L; Boylan RJ. (1999). A comparison of MTA, super-EBA, composite and amalgam as root-end filling materials using a bacterial microleakage model. *Int End J*, 32(3):197-203.

Al-Nazhan S; Al-Judai A. (2003). Evaluation of antifungal activity of MTA. *J Endod*, 29(12):826-7.

Aminoshariae A; Hartwell GR; Moon PC. (2003) Placement of MTA using two different techniques. *J Endod*, 29(10):679-82.

Andelin WE; Browning DF; Hsu GH; Roland DD; Torabinejad M. (2002). Microleakage of resected MTA. *J Endod*, 28(8):573-4.

Andreasen, JO. et al. (1993). Periodontal tissue regeneration, including cementogenesis, adjacent to dentin-bonded retrograde composite fillings in humans. *Journal of Endodontics*, 19: 151.

Apaydin ES; Shabahang S; Torabinejad M. (2004). Hard-tissue healing after application of fresh or set MTA as root-end filling material. *J Endod*, 30(1):21-4.

Aqrabawi J. (2000). Sealing ability of amalgam, super EBA cement and MTA when used as retrograde filling materials. *Br Dent J*, 188(5):266-8.

Asgary, S. et al. (2009). Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Aust Endod J*, 35:147–152

Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M.J., Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray MTA. *Journal of Endodontics*, 31, pp. 101–103.

Asrari M; Lobner D. (2003). In vitro neurotoxic evaluation of root-end-filling materials. *J Endod*, 29(11):743-6.

Baek, S.H., Plenk, H., Kim, S. (2005). Periapical tissue responses and cementum regeneration with amalgam, SuperEBA, and MTA as root-end filling materials. *Journal of Endodontics*, 31: 444–449.

Baek, SH., et al. (2010). Periapical Bone Regeneration after Endodontic Microsurgery with three different root end filling materials: Amalgam, Super EBA and MTA. *J Endod*, 36(8):1323-1325.

Balto HA. (2004). Attachment and morphological behaviour of human periodontal ligament fibroblasts to MTA: a scanning electron microscope study. *J Endod*, 30(1):25-9.

Bernabe, P.F., Holland, R., Morandi, R. et al.(2005). Comparative study of MTA and other materials in retrofilling of pulpless dogs' teeth. *Brazilian Dental Journal*, 16 , pp. 149–155

Bhargava, S., Chandra S. (1999). A comparison of tissue reactions to potential retrograde root filling materials. *Endodontology* 1999; 11: 8-13.

Black, J. (1994). Biological performance of tantalum. *Clin Mater*, 16, pp. 167–173

Bonson et al. (2004). Root-end filling materials alter fibroblast differentiation. *J Dent Res*, 83(5):408-13.

Bowen, E. et al. (2005). Periapical surgery using the ultrasound technique and silver amalgam retrograde filling. A study of 71 teeth with 100 canals. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 10:67-73.

Bozeman, T. et al. (2006). Elemental analysis of cristal precipitate from gray and white MTA. *J Endod*, 32:425–28

Bramante, C. et al. (2006). CPM es MTA: nuevos materiales de uso en endodoncia—ejemplos clínicos en el manejo de los materiales. *Rev Fac Odontol*, 17, 7–10.

Brentagani, LG., Bombanato, KF., Carvalhoo, TL. (1997). Histological evaluation of the biocompatibility of a glass ionómero cement in rat alveolus. *Biomaterials* 1997; 18: 137-140

Camp, M. et al. (2003). Adhesion of human fibroblasts to root-end-filling materials. *J Endod*, 29(9):602-7.

Chen, C.L. et al. (2009). Comparison of calcium and silicate cement and MTA biologic effects and bone markers expression in MG63 cells. *J Endod*, 35:682–685.

Chong BS; Pitt Ford TR; Hudson MB. (2003). A prospective clinical study of MTA and IRM when used as root-end filling materials in endodontic surgery. *Int Endod J*, 36(8):520-6.

Cintra, L.T. et al. (2006). Evaluation of the tissue response to MTA and MBPC: microscopic analysis of implants in alveolar bone of rats. *J Endod*, 32:556–559.

Coelho, C., Imbronito, V., Matson, E. (2004). The use of ionomer cements insubgingival restorations and furcation defect. *Current Concepts. Arquivos em Odontologia, Belo Horizonte*, 40(3): 207-286

Cohen, S., Burns, R. (2008). *Vías de la Pulpa*. (8va ed.) Madrid España: Editorial Elsevier.

Dammaschke, T. et al. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater*, 21:731–738

Davis JL; Jeansonne BG; Davenport WD; Gardiner D. (2003). The effect of irrigation with doxycycline or citric acid on leakage and osseous wound healing. *J Endod*, 29(6):31-5.

De Deus, G. et al. (2009). Negligible expression of arsenic in some commercially available brands of Portland cement and MTA. *J Endod*, 35:887–890

Deller-Quinn, M. et al. (2009). Osteoblast expression of cytokines is altered on MTA surfaces. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 108: 302–307.

Dorn, S.O., Gartner, A.H. (1990). Retrograde filling materials: A retrospective success-failure study of amalgam, EBA and IRM. *J Endod*, 16:391–393.

Duarte, M. et al. (2003) pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95(3):345-7.

Ducheyne, P. et al. (1994). Effect of bioactive glass template on osteoblast proliferation and in vitro synthesis of bone-like tissue. *J Cell Biochem*, 56:162–167

Estrela C; Bamman LL; Estrela CR; Silva RS; Pécora JD. (2000). Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J*, 11(1):3-9.

Faraco IM Jr; Holland R. (2001). Response to the pulp of dogs to capping with MTA or a calcium hydroxide cement. *Dent Traumatol*, 17(4):163-6.

Favieri, A. et al. (2008). Use of biomaterials in periradicular surgery: a case report. *J Endod*, 34:490–494

Fernández, A. et al. (2008). Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 13(3): 180-5.

Finne, K., Nord, PG., Persson, G., Lennartsson, B. (1977). Retrograde root filling with amalgam and cavit. *Oral Surg*, 43: 621-26.

Fischer EJ; Arens DE; Miller CH. (1998). Bacterial leakage of MTA as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material and super-EBA as a root-end filling material. *J Endod*, 24(3):176-9.

Fogel HM; Peikoff MD. (2001). Microleakage of root-end filling materials. *J Endod*, 27(7):456-8.

Fridland M; Rosado R. (2003). MTA solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*, 29(12):814-7.

Funteas, U. et al. (2002). A comparative analysis of MTA and Portland cement. *J Endod*, 28(3):259.

García Barbero E. et al. (2000). Nuevas posibilidades terapéuticas en endodoncia. *Revista Europea de Odonto-Estomatología*, XII(6):325-30.

Gomá F. (1979). El cemento Pórtland y otros aglomerantes. Editores técnicos asociados, S.A.

Gomes-Filho, J. et al. (2008). MTA but not light-cure MTA stimulated mineralization. *J Endod*, 34:62–65

Gondim, E. et al. (2003). Investigation of the marginal adaption of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. *Int. Endod J*, 36(7):491-499

Gou, Z. J. Chang, W. Zhai, J. Wang. (2005). Study on the self-setting property and the in vitro bioactivity of beta-Ca₂SiO₄. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 73:244–251

Hachmeister DR; WG Schindler; WA Walker; DD Thomas. (2002). The sealing ability and retention characteristics of MTA in a model of apexification . *J Endod*, 28(5):386-90.

Haglund, R. et al. (2003). Effects of root-end filling materials on fibroblasts and macrophages in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95(6):739-45.

Hakki, S. et al. (2009). Effects of MTA on cell survival, gene expression associated with mineralized tissues, and biomineralization of cementoblasts. *J Endod*, 35:513–19.

Hardy, I. et al. (2004). Sealing ability of One-Up Bond and MTA with and without a secondary seal as furcation perforation repair materials. *J Endod*, 30(9):658-61

He, W. et al. (2005). Smad protein mediated transforming growth factor beta1 induction of apoptosis in the MDPC-23 odontoblast-like cell line. *Arch Oral Biol*, 50 (2005), pp. 929–936

He, W. et al. (2004). TGF-beta activated Smad signalling leads to a Smad3-mediated down-regulation of DSPP in an odontoblast cell line. *Arch Oral Biol*, 49:911–918

Heithersay, G. (1975). Calcium hydroxide in the treatment of pulpless teeth with associated pathology. *J Br Endod Soc*, 8:74–93

Hench, L. (1991). Bioceramics: from concept to clinic. *J Am Ceram*, 74:1487–1510.

Hernandez, E.P. et al. (2005). Effect of ProRoot MTA mixed with chlorhexidine on apoptosis and cell cycle of fibroblasts and macrophages in vitro. *Int Endod J*, 38:137–143.

Higa, RK., Torabinejad, M., McKendry, DJ., McMillam, PJ. (1994). The effect of storage time on the degree of dye leakage of root-end filling materials. *International Endodontic Journal*, 27: 252-6.

Holland, R. et al. (2001(a)). MTA repair of lateral root perforations. *J Endod*, 27(4):281-4.

Holland, R. et al. (1999(b)). Reaction of dogs' teeth to root canal filling with MTA or a glass ionomer sealer. *J Endod*, 25(11):728-30.

Holland, R. et al. (2001(c)). Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with MTA or Portland cement. *Braz Dent J*, 12(2):109-13.

Holland, R. et al. (1999(a)). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with MTA or calcium hydroxide. *J Endod*, 25(3):161-8.

Holland, R. et al. (2001(b)). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with MTA, Portland cement or calcium hydroxide. *Braz Dent J*, 12(1):3-8.

Húngaro, MA. et al. (2009). Radiopacity of Portland Cement Associated With Different Radiopacifying Agents. *Journal of Endodontics*, 35 (5): 737-740.

Hwang, Y. et al. (2011). Chemical constitution, physical properties, and biocompatibility of experimentally manufactured Portland cement. *J Endod*, 37:58–62

Jafarnia, B. et al. (2009). Evaluation of cytotoxicity of MTA employing various additives. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107:739–744.

Johnson B. (1999). Considerations in the selection of a root-end filling material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 87(4):398-404.

Johnson, B., Witherspoon, D. (2004). Cirugía Perirradicular - Vías de La Pulpa. (8va ed.) Madrid España: Editorial Génova.

Keiser K; Johnson CC; Tipton DA. (2000). Cytotoxicity of MTA using human periodontal ligament fibroblasts. J Endod, 26(5):288-91.

Kettering JD; Torabinejad M. (1995). Investigation of mutagenicity of MTA and other commonly used root-end filling materials. J Endod, 21(11):537-9.

Kim, E. et al. (2008). Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 105:e54–e57

Kim, S., Kratchman, S. (2006). Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. J Endod, 32:601–623

Kimura, J.T. (1982). A comparative analysis of zinc and non-zinc alloys used in retrograde endodontic surgery. Part 1. Apical seal and tissue reaction. J Endod, 8:359–63

Knor, K. et al. (2003). In vitro behavior of HVOF sprayed calcium phosphate splats and coatings. Biomaterials, 24:723–735

Koh, E. et al. (1998). Cellular response to MTA. J Endod, 24(8):543-7.

Koh, E. et al. (1997). MTA stimulates a biological response in human osteoblasts. J Biomed Mater Res, 37:432–439

Koulaouzidou, E. et al. (2005). Antiproliferative effect of MTA, zinc oxide-eugenol cement, and glass-ionomer cement against three fibroblastic cell lines. J Endod, 31:44–46

Koulaouzidou, E. et al. (2008). In vitro evaluation of the cytotoxicity of ProRoot MTA and MTA Angelus. J Oral Sci, 50:397–402

Kuratate, M. et al. (2008). Immunohistochemical analysis of nestin, osteopontin, and proliferating cells in the reparative process of exposed dental pulp capped with MTA. J Endod, 34:970–974

Lamb, E. et al. (2003). Effect of root resection on the apical sealing ability of MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95(6):732-5.

Lawley, G. et al. (2004). Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *J Endod*, 30(3):167-72.

Lee, S. et al. (1993). Sealing ability of a MTA for repair of lateral root perforations. *J Endod*, 19(11):541-4.

Lindeboom, J. et al. (2005). A comparative prospective randomized clinical study of MTA and IRM as root-end filling materials in single-rooted teeth in endodontic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 100:495–500.

Loxley, E. et al. (2003). The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95(4):490-4.

Mangin, C. et al. (2003). The comparative sealing ability of Hydroxyapatite cement, MTA, and Super Ethoxybenzoic Acid as root-end filling material. *J Endod*, 29: 261-264.

McDonald, NJ., Dumsha, TC. (1987). A comparative retrofill leakage study utilizing a dentin bonding material. *J Endod*, 13: 224-8.

Midy, V. et al. (2001). Evaluation of the effect of three calcium phosphate powders on osteoblast cells. *J Mater Sci Mater Med*, 12:259–265.

Miñaga Gomez, M. (2002). El MTA en Endodoncia. *RCOE*, 7(3):283-289.

Mitchell, P. et al. (1999). Osteoblast biocompatibility of MTA. *Biomaterials*, 20:167–173

Miyaza, T. et al. (2002). Mechanism of bonelike apatite formation on bioactive tantalum metal in a simulated body fluid. *Biomater*, 23:827–832

Nakata TT; Bae KS; Baumgartner JC. (1998). Perforation repair comparing MTA and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *J Endod*, 24(3):184-6.

- Nakayama, N. et al. (2005). Behavior of bone marrow osteoblast-like cells on MTA: morphology and expression of type I collagen and bone-related protein mRNAs. *Int Endod J*, 38:203–210
- Okabe, T. et al. (2006). Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *J Endod*, 32:198–201
- Olsen, FK., Austin, P., Walia, H. (1994). Osseous Reaction to implanted ZOE retrograde filling materials in the tibia of rats. *J Endod*, 20:389-394.
- Olson Arvid K, Hartwell Gary R., Weller Norman R. (1989) “Evaluation of the Controlled Placement of Injected Thermoplasticized gutta-percha”, *J Endod* 15(7): 306-309
- Osorio, R. et al. (1998). Cytotoxicity of endodontic materials. *J Endod*, 24(2): 91-6.
- Oynick, J., Oynick, T. (1978). A study of a new material for retrograde fillings. *J Endod*, 4:203–206.
- Parirokh, M., Torabinejad, M. (2010). MTA: A Comprehensive Literature Review—Part III: Clinical Applications, Drawbacks, and Mechanism of Action. *J Endod*, 36(3): 400–413.
- Pelliccioni, G.A. et al. (2004). Evaluation of osteoblast-like cell response to Proroot MTA cement. *J Mater Sci Mater Med*, 15:167–173.
- Peters C. et al. (2002). Occlusal loading of EBA and MTA root-end fillings in a computer controlled masticator: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J*, 35(1):22-9.
- Pistorius A. et al. (2003). Effect of apical root-end filling materials on gingival fibroblasts. *Int Endod J*, 36(9):610-5.
- Pitt Ford, T. et al. (1996). Using MTA as a pulp capping material. *J Am Dent Assoc*, 127:1491-4.
- Pitt Ford, T. et al. (1995 (b)). Use of MTA for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79(6):756-62.

Pitt Ford, T. et al. (1995(a)). Effect of SuperEBA as a root-end filling on healing after replantation. *J Endod*, 21:13–15.

Pitt Ford, T. et al. (1994). Effect of IRM root end fillings on healing after replantation. *Journal of Endodontics*, 20: 381–385.

Pitt Ford, T. et al. (1990). Tissue response to glass ionomer retrograde root fillings *Int Endod J*, 23:233–238.

Rashid, F. et al. (2003). The effect of extracellular calcium ion on gene expression of bone-related proteins in human pulp cells. *J Endod*, 294:104–107.

Regan, J. et al. (2002). Comparison of Diaket and MTA when used as root-end filling materials to support regeneration of the periradicular tissues. *Int Endod J*, 35(10):840-7.

Reyes Carmona, J. et al. (2009). Biomineralization ability and interaction of MTA and white Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod*, 35:731–736.

Reyes Carmona, J. et al. (2010). The biomineralization ability of MTA and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod*, 36:286–291

Reyes-Carmona, J.F. Interaction of ProRoot MTA, MTA Branco, MTA BIO and white Portland cement with dentin. Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brazil (2007)

Roy, C. et al. (2001). Effect of an acid environment on leakage of root-end filling materials. *J Endod*, 27(1):7-8.

Rubinstein, R., Kim, S. (1999). Short-term observation of the results of endodontic surgery with the use of a surgical operation microscope and Super-EBA as root-end filling material. . *J Endod*, 25:43–48.

Rud, J. et al. (1989). Retrograde root filling utilizing resin and dentine bonding agent: frequency of healing when compared to retrograde amalgam. *Danish Dental Journal*, 93: 267–273.

- Rud, J. et al. (1991). Retrograde root filling with composite and dentin bonding agent. *Endodon Dent Traumatol*, 7: 126.
- Rud, J. et al. (1996). Long- term evaluation of retrograde root filling with dentin bonded resin composite, *J Endod*, 22:90.
- Saeed, S. et al. (2010). Periradicular Regeneration after Endodontic Surgery with Calcium-enriched Mixture Cement in Dogs. *J Endod*, 36(5):837-841.
- Saidon, J. et al., (2003). Cell and tissue reactions to MTA and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95(4):483-9.
- Santos, A.D. et al. (2005). Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J*, 38:443–447.
- Sarkar, N.K. et al. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of MTA. *J Endod*, 31:97–100
- Saunders, W.P. (2008). A prospective clinical study of periradicular surgery using MTA as a root-end filling. *J Endod*, 34:660–665.
- Scheerer, S. et al. (2001). A comparative evaluation of three root-end filling materials: An in vitro leakage study using *Prevotella nigrescens*. *J Endod*, 27(1):40-2.
- Schembri, M. et al. (2010). Analyses of heavy metals in MTA and Portland cement. *J Endod*, 36:1210–1215
- Schmitt, D. et al. (2001). Multifaceted use of ProRoot™ MTA root canal repair material. *Pediatr Dent*, 23(4):326-30.
- Shah, PMM. et al. (1996). Radiopacity of potential root end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endo*, 81: 476-9
- Shahi, S. et al. (2006). A comparative study of the biocompatibility of three root-end filling materials in rat connective tissue. *J Endod*, 32:776–780.
- Shipper, G. et al. (2004). Marginal adaptation of MTA compared with amalgam as a root-end filling material: a low vacuum (LV) versus high vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J*, 37:325-36.

- Sipert, C. et al. (2005). In vitro antimicrobial activity of Fill Canal, Sealapex, MTA, Portland cement and EndoRez. *Int Endod J*, 38:539–543
- Sluyk, S. et al. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of MTA when used as a furcation perforation repair material. *J Endod*, 24(3):768-71.
- Song, J. et al. (2006). Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102:809–815
- Staehle, H.J. et al. (1995). Effect of root canal filling materials containing calcium hydroxide on the alkalinity of root dentin. *Endod Dent Traumatol*, 11(4):163–168.
- Tagger, M., Katz, A. (2004). A standard for radiopacity of root-end (retrograde) filling materials is urgently needed. *Int Endod J*, 37, 260–264
- Tani-Ishii, N. et al. (2007). Expression of bone extracellular matrix proteins on osteoblast cells in the presence of MTA. *J Endod*, 33:836–839.
- Tawil, P.Z., Trope, M., Curran, A.E. et al. (2009). Periapical microsurgery: an in vivo evaluation of endodontic root-end filling materials. *J Endod*, 35:357–362
- Tay, F. et al. (2007). Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the Portland cement component of white MTA with a phosphate-containing fluid. *J Endod*, 33:1347–51.
- Thomson, T. et al. (2003). Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of MTA. *J Endod*, 29(6):407-12.
- Tomson, P. et al. (2007). Dissolution of bio-active dentine matrix components by MTA. *J Dent*, 35:636–642
- Torabinejad M; Chivian N. (1999). Clinical applications of MTA. *J Endod*, 25(3):197-205.
- Torabinejad M; Higa RK; McKendry DJ; Pitt Ford TR. (1994). Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod*, 20(4):159-63.

- Torabinejad M; Hong CU; Lee SJ; Monsef M; Pitt Ford TR. (1995(g)). Investigation of MTA for root-end filling in dogs. *J Endod*, 21(12):603-8.
- Torabinejad M; Hong CU; McDonald F; Pitt Ford TR. (1995(c)). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 21(7):349-53.
- Torabinejad M; Hong Cu; Pitt Ford TR; Kariyawasam SP. (1995(f)). Tissue reaction to implanted super-EBA and MTA in the mandible of guinea pigs: a preliminary report. *J Endod*, 21(11):569-71.
- Torabinejad M; Hong CU; Pitt Ford TR; Kettering JD. (1995(d)). Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod*, 21(8):403-6.
- Torabinejad M; Hong CU; Pitt Ford TR; Kettering JD. (1995(e)). Cytotoxicity of four root end filling materials. *J Endod*, 21(10):489-92.
- Torabinejad M; Pitt Ford TR. (1996). Root end filling materials: a review. *Endod Dent Traumatol*, 12:161-78.
- Torabinejad M; Pitt Ford TR; Abedi HR; Kariyawasam SP; Tang HM. (1998). Tissue reaction to implanted root-end filling materials in the tibia and mandible of guinea pigs. *J Endod*, 24(7):468-71.
- Torabinejad M; Pitt Ford TR; McKendry DJ; Abedi HR; Miller DA; Kariyawasam SP. (1997). Histologic assessment of MTA as a root-end filling in monkeys. *J Endod*, 23(4):225-8.
- Torabinejad M; Rastegar AF; Kettering JD; Pitt Ford TR. (1995(a)). Bacterial leakage of MTA as a root-end filling material. *J Endod*, 21(3):109-12.
- Torabinejad M; Watson TF; Pitt Ford TR. (1993). Sealing ability of a MTA when used as a root end filling material. *J Endod*, 19(12): 591-6.
- Torabinejad, M., Wilder Smith, P. et al. (1995(b)). Comparative investigation of marginal adaptation of MTA and other commonly used root-end filling materials. *J Endod*, 21(6):295-9.
- Torabinejad, M. M. Parirokh. MTA: a comprehensive literature review-part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod*, 36 (2010), pp. 190–202).

- Trope, M. et al. (1996). Healing of apical periodontitis in dogs after apicoectomy and retrofilling with various filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81:221–228
- Tziafas, D. et al. (2002). The dentinogenic effect of MTA in short-term capping experiments. *Int Endod J*, 35(3): 245-54.
- Valois, C. et al. (2004). Influence of the thickness of MTA on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 97(1):108-11.
- Vasudev, SK., Goel, BR., Tyagi S. (2003). Root end filling materials A review. *Endodontology* 2003; 15: 12-18.
- Vizgirda, P. et al. (2004). A comparison of laterally condensed gutta-percha, thermoplasticized gutta-percha, and MTA as root canal filling materials. *J Endod*, 30(2):103-6.
- Von Arx, T. et al. (2010). Clinical Results with Two Different Methods of Root-end Preparation and Filling in Apical Surgery: MTA and Adhesive Resin Composite. *J Endod*, 36 (7): 12-18.
- Walia, HD. et al. (1995). Electrochemical analysis of retrofilling microleakage in extracted human teeth. *Journal of Dental Research*, 74:101.
- Weldon JK Jr, Pashley DH, et al. (2002). Sealing ability of MTA and super-EBA when used as furcation repair materials: a longitudinal study. *J Endod*, 28(6):467-70.
- Weng, J. et al. (1997). Formation and characteristics of the apatite layer on plasma-sprayed hydroxyapatite coatings in simulated body fluid. *Biomaterials*, 18:1027–1035
- Wu, M. et al. (1998). Long-term seal provided by some root-end filling materials. *J Endod*, 24(8):557-60.
- Wucherpfenning AL; Green DB. (1999). MTA vs Portland cement: two biocompatible filling materials. *J Endod*, 25:308.

Yaltirik, M. et al. (2004). Reaction of connective tissue to MTA and amalgam. *J Endod*, 30:95-9.

Yasuda, Y. et al. (2008). The effect of MTA on the mineralization ability of rat dental pulp cells: an in vitro study. *J Endod*, 34:1057–1060.

Yatsushiro, J. et al. (1998). Longitudinal study of the microleakage of two root-end filling materials using a fluid conductive system. *J Endod*, 24(11):716-9.

Yuan, H. et al. (2000). Tissue responses of calcium phosphate cement: a study in dogs. *Biomaterials*, 21:2343–2352

Zahi ,P et al. (2009). Periapical Microsurgery: An In Vivo Evaluation of Endodontic Root-End Filling Materials. *J Endod*, 35:357–362.

Zhao, W. et al. (2005). The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. *Biomaterials*, 26:6113–6121

Zhu Q; Haglund R; Safavi K E; Spangberg LSW. (2000). Adhesion of human osteoblasts on rootend filling materials. *J Endod*, 26(7):404-6.