

334822



Instituto para el
Desarrollo y Actualización
de Profesionales



Universidad Nacional
Autónoma de México

CITOTOXICIDAD DEL MINERAL TRIOXIDO AGREGADO

TESIS PROFESIONAL

PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A
ENRIQUE ENSALDO CARRASCO

MEXICO, D. F.

2005

m341767



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

...
...
...
...
...


AGRADECIMIENTOS.

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Enrique Ensaldo

CARRERA: Ciencias

FECHA: 07/03/05

FIRMA: 

A DIOS:

Por no dejarme morir cuando tenía 12 años, y permitirme el desarrollar los dones con los que me bendijo.

A mi Padre el C.D Eduardo Ensaldó Fuentes:

Cuyo ejemplo me sirvió para fijarme metas, además de todo el apoyo que siempre me ha dado. Teniendo en cuenta que mis logros también son de él, y que muchas cosas de mi vida han sido influenciadas fuertemente por él.

A mi madre Angelina Carrasco Soto:

Por confiar en mí, y siempre apoyarme en las metas que me he fijado, por cuidarme en toda situación, y enseñarme las cosas más básicas que actualmente forman parte integral de mí persona. Por poner tanto amor en todo lo que ha hecho por mí.

A mi hermano Eduardo Ensaldo Carrasco:

Con quien he compartido muchas cosas. Por la confianza que en muchas ocasiones me ha otorgado, y con quien espero poder seguir avanzando día con día. Por ser mi amigo de toda la vida.

A mi Asesor el C.D. José Luis Dúran Casas:

Por siempre apoyarme en la realización de estas tesis.

A mis amigos de siempre Allan, Chucho, Ruperto, Rodrigo, Omar y Rubén:

Por creer en mí, apoyarme en los momentos más difíciles, y porque en toda mi carrera estuvieron siempre presentes, ya fuera como mis pacientes o como mis hermanos, no olvido que cada uno de ustedes me ayudaron en diferentes etapas de mi vida, y que les agradezco el que siempre estuvieran presentes.

A Eduardo Azuara Ávila:

Por demostrarme que hasta las cosas más mínimas tienen su ciencia y acompañarme en los dos últimos años de la carrera como un hermano, gracias por apoyarme en todo momento, muchas cosas que logre en carrera fueron gracias a ti. Fue muy difícil pero lo logramos.

Al C.D. Ernesto Figueroa Riquelme:

Por despertarme el interés de saber más y por tenerme la paciencia para enseñarme, siempre tendré en cuenta cuanto apoyo me dio en el término de mi carrera.

A mi Universidad y Personal Académico:

Por su apoyo en mi formación y porque gracias a ustedes logre valorar muchas cosas.

I N D I C E

Índice

Protocolo	14
Introducción	17
Capítulo 1 Cementos y Selladores de Uso Endodóntico	
Historia y Clasificación de los materiales dentales en endodoncia	21
Cementos / Selladores	22
Requisitos del Sellador Ideal	22
Clasificación de Acuerdo a sus Composición	23
Selladores a Base de Zinc-Eugenol	23
Selladores con Base Plástica	24
Cloropercha	24
Cementos Momificadores	25
Selladores a Base de Hidróxido de Calcio	25
Selladores de Ionómero de Vidrio	26
Materiales de Obturación Retrograda en cirugía Endodóntica	26
Características Ideales de un Material de Obturación Retrógrada	27
Materiales para Obturación Retrógrada	28
Amalgama	28
Cementos de Óxido de Zinc-Eugenol	28
Resinas Compuestas	29
Ionómero de Vidrio	29
Mineral Trióxido Agregado o Agregado de Mineral Trióxido (MTA)	29
Capítulo 2 Historia del MTA y sus Características	
Historia del MTA	31
Características Generales del Mineral Trióxido Agregado (MTA)	35
Composición Química	35
Propiedades Físicas y Químicas	36
Valor del pH	36
Radioopacidad	37
Tiempo de Endurecimiento	37
Resistencia Compresiva	38
Solubilidad	39
Manipulación	39
Microfiltración	40

Capítulo 3 Usos y manipulación de MTA

Terapia en Pulpas Vitales (Recubrimiento pulpar directo y Apicogénesis)	46
Terapia en Pulpas No Vitales (Apexificación)	51
Reparación de Perforaciones Dentales	54
Obturación Retrógrada	58
Barrera Durante el Blanqueamiento Dental	61
Otros Usos	63

Capítulo 4 Proceso de Cicatrización de los Tejidos Blandos Periapicales y Radiculares

Proceso de Cicatrización de los Tejidos Blandos Periapicales y Radiculares	66
Cicatrización Mucoperióstica	68
Cicatrización de la Herida Incisional	69
Coagulación e Inflamación	69
Regeneración Epitelial	71
Cicatrización del Tejido Conjuntivo	72
Maduración y Remodelado	73
Cicatrización de la Herida Diseccional	74
Cicatrización Periapical y Radicular	76
Cicatrización Dentoalveolar Apical	77
Cicatrización Ósea	80
Interacción entre Cemento y Tejidos	84

Capítulo 5 Citotoxicidad del MTA

Citotoxicidad	91
Pruebas de Citotoxicidad en MTA	96
Respuesta del Periápice al MTA al IRM al Súper EBA y a la Amalgama	100

Conclusiones	108
---------------------	-----

Referencias Bibliográficas	112
-----------------------------------	-----

Protocollo

Protocolo

1. Título del proyecto.

Citotoxicidad del Mineral Trióxido Agregado

2. Área Específica

Endodoncia y Periodoncia

3. Personas que Participan en la Elaboración

Enrique Ensaldo Carrasco (Alumno)

Dr. Juan Luís Durán Casas (Profesor de I.D.A.P.)

4. Fundamento de la Elección del Tema

Desde hace mucho hemos visto el aparecer y desaparecer de algunos materiales dentales cuyas propiedades los hacían ideales para su uso clínico, pero con el continuo avance tecnológico, se ha abierto la puerta a una serie investigaciones y descubrimientos encaminados a mejorar la calidad de vida de los pacientes. Por lo que se considera de vital importancia el conocer todo cuánto se pueda saber de un material nuevo, por lo que se revisará a fondo que tan efectivo clínicamente es el Mineral Trióxido Agregado, pero principalmente como es que interactúa con las células de los tejidos circundantes.

5. Planteamiento del Problema

Todo material nuevo trae consigo una serie de publicaciones encaminadas a la introducción y aceptación del producto, no obstante muchos de estos productos no tienen estudios suficientes, que sustenten que la interacción entre el material y los tejidos circundantes sea libre de toxicidad o cualquier reacción adversa. La mayoría de los materiales dentales nunca llegan a superar el factor tiempo o distan mucho de lo que un material ideal debería de ser.

6. Objetivos

- Comprender, las interacciones que los tejidos tienen con los materiales dentales.
- Comparar, los materiales dentales existentes con el MTA
- Conocer, las pruebas de laboratorio a las que son sometidos los materiales nuevos para su aprobación.
- Conocer, las pruebas específicas de citotoxicidad por las que el MTA fue estudiado y aprobado.
- Comprobar, si los cementos usados actualmente (principalmente el MTA) son libres de toxicidad

7. Material y Métodos

Libros y Artículos.

I N T R O D U C C I Ó N .

Con el continuo avance científico y el desarrollo de tecnologías nuevas, en la actualidad hay una variedad de productos en el mercado, disponibles para el cirujano dentista que prometen facilitar el trabajo en el consultorio, productos milagrosos que resuelven toda clase problemas que pudieran presentarse. Aún así los productos nuevos se encuentran invariablemente frente a frente con el factor tiempo, y solo éste nos puede dar una idea clara de la confiabilidad de un producto y poder vislumbrar la línea delgada que hay entre publicidad y realidad. Sin olvidar que serán usados en seres humanos, por lo que el conocimiento de cada material desde lo macroscópico hasta lo microscópico debe estar a nuestro alcance.

Cada material nuevo es sometido a una serie de pruebas antes de salir al mercado, entre las que se encuentran la experimentación en animales, llámese rata gnobioticas, monos o perros por mencionar algunos, y teniendo en cuenta que la experimentación en seres humanos esta prohibida muchas veces el producto dista de tener una biocompatibilidad comprobada. Cada material dental es estudiado en medios controlables, lo cual, en la clínica la mayoría de las veces no es aplicable, puesto que cada persona lleva consigo una serie de variables que pudieran alterar nuestro resultado final. Recientemente un nuevo material llamado Mineral Trióxido Agregado (MTA) ha hecho su aparición como un producto principalmente utilizado en Endodoncia y Periodoncia.

Como la zona de aplicación de este material se encuentra desde el interior de los conductos radiculares hasta los tejidos periapicales es muy importante la biocompatibilidad y la citotoxicidad. Desde 1964, cuando Simring y Goldberg describieron por primera vez la relación entre la enfermedad pulpar y periodontal el término endoperio se ha convertido en parte integral del vocabulario Odontológico. Muchas veces se habla de los tejidos pulpares y periodontales como entidades separadas, sin tomar en cuenta que ningún diente es independiente. La relación entre la pulpa y el periodonto es dinámica. Los dientes con pérdida parcial o completa del hueso de soporte pueden ser más susceptibles a enfermedades pulpares. La movilidad excesiva puede resultar en estenosis o desgarramiento de los vasos sanguíneos apicales. La invasión bacteriana puede ocurrir a través del foramen apical, conductos laterales o secundarios.

En base a lo anterior, se ha buscado un cemento que en presencia de patologías endoperiodontales, accidentes endodónticos o cualquier otra complicación aislé completamente el periodonto del conducto radicular. Desde hace mucho tiempo se han usado diferentes tipos de materiales como la amalgama, IRM, ionómeros de vidrio etc. Actualmente el MTA ha sido propuesto para los mismos procedimientos con mejores resultados según las investigaciones realizadas; aunque llama la atención que el Dr. Mahmoud Torabinejad quien desarrollo el MTA ha escrito o participado en la mayor parte las publicaciones del mismo, desde sus usos, características, comparaciones con otros materiales, pruebas de citotoxicidad y de biocompatibilidad.

Y en todas sus publicaciones el MTA ha sido denominado como el cemento ideal. Esta afirmación puede ser puesta en duda ya que el Dr. Torabinejad ha hecho la mayoría de las pruebas, lo cual invita a una mayor investigación, por investigadores que pudieran ser más imparciales.

Por este motivo se revisó la bibliografía actual para saber si existe alguna evidencia de la toxicidad del material y establecer sus limitaciones dentro de la odontología de acuerdo a otros estudios.

C A P Í T U L O 1.

Cementos y Selladores de uso Endodóntico

CAPÍTULO I

Cementos y Selladores de uso Endodóntico

Consideraciones previas

Desde los inicios de las ciencias médicas, numerosos medicamentos se han utilizado para sanar numerosos males, que siempre han acompañado al ser humano, por lo que es importante conocer como han evolucionado estos medicamentos hasta los que en la actualidad se conocen. Al fijar nuestra atención en como los medicamentos son clasificados, nos podemos dar una clara impresión de su composición y usos. Este capítulo trata de los materiales dentales de uso endodóntico.

1.1 Historia y Clasificación de los Materiales Dentales en Endodoncia

Antes del 1800, el material que más se empleaba para la obturación de conductos era el oro. Las obturaciones posteriores con diversos materiales como el óxido de zinc, parafina y amalgama, proporcionaban grados variables de éxito. En 1847, Hill desarrolla el primer material de relleno a base de gutapercha conocido como condensador de Hill. En 1867, Bowman uso por primera vez la gutapercha como relleno radicular en un molar extraído.

Un sinnúmero de materiales dentales han hecho su aparición para su uso endodóntico, aunque actualmente deben de cumplir con una serie de normas, para su aplicación en seres humanos. En endodoncia los cementos de obturación se dividen en 2 grupos, en el primero grupo se encuentran a los materiales sólidos para obturación, y en el otro grupo a los cementos y selladores.¹

1.2 Cementos/Selladores

Es un material que tiene por objeto obturar las irregularidades y las discrepancias menores que existen entre la obturación y las paredes del conducto. Actúa como lubricante y facilita el asentamiento de los conos. Además, estas sustancias obturan los conductos accesorios permeables y los orificios múltiples. Todos los selladores son tóxicos cuando están recién mezclados, sin embargo esta toxicidad disminuye mucho con el fraguado.¹

Los objetivos de los materiales selladores son:

Eliminar todas las rutas de filtración desde la cavidad oral o los tejidos periradiculares hacia el conducto radicular y sellar dentro de todos los espacios los irritantes que no fueron eliminados durante todo el procedimiento de limpieza y conformación.¹

1.3 Requisitos del Sellador Ideal^{1,2}

1. Proveer un sellado excelente una vez endurecido.
2. Producir adhesión adecuada entre sí, así como con las paredes del conducto y el material de obturación.
3. Ser radioopaco.
4. No pigmentar el diente.
5. Ser estable dimensionalmente.
6. Ser fácil de mezclar e introducir a los conductos.
7. Ser fácilmente removido si es necesario.
8. Ser insoluble a los fluidos bucales.
9. Ser bactericida o no favorecer el crecimiento bacteriano.
10. No ser irritante a los tejidos periapicales.

11. Tener un fraguado lento para permitir tiempo de trabajo suficiente.
12. No debe generar una respuesta inmune en los tejidos periapicales.
13. No debe ser mutagénico ni carcinogénico.

Todos los materiales dentales deben de ser sometidos a una escrupulosa investigación antes de su aprobación la cual inicia con la descripción de las propiedades físicas del material, seguido por estudios de biocompatibilidad. Y cuando se obtienen resultados favorables, se procede a la experimentación en animales, donde se observaran las reacciones resultantes de la interacción de los tejidos animales con los materiales a estudiar, al obtener resultados favorables, se permite el uso en seres humanos para estudios clínicos.¹

1.4 Clasificación de Acuerdo a su Composición³

1.4.1 Selladores a Base de Zinc-Eugenol.

Están constituidos básicamente por óxido de zinc con eugenol. Las distintas formulas recomendadas o patentadas contienen además sustancias radioopacas (sulfato de bario, subnitrate de bismuto, subcarbonato de bismuto que otorga suavidad o trióxido de bismuto) resina blanca para proporcionar mejor adherencia y plasticidad, borato de sodio que retarda el endurecimiento y algunos antisépticos débiles, estables y no irritantes. También se han incorporado en ocasiones plata precipitada (que ocasionalmente podría colorear el diente tratado), bálsamo de Canadá, aceite de almendras dulces, etc.

El eugenol, componente líquido incoloro o amarillo claro de la fórmula, es antiséptico, con capacidad quelante en presencia del óxido de zinc.

Dentro del conducto el tiempo de endurecimiento se reduce debido al grado de humedad y a la temperatura existente. Estos cementos son los más utilizados actualmente en todo el mundo.¹

1.4.2 Selladores con Base Plástica.

Es una resina epóxica que posee un tiempo de trabajo prolongado y endurece entre las 24 y 48 horas desde su preparación, lo que la torna ideal para la obturación de dientes multirradiculares o con dificultades anatómicas en que el procedimiento puede resultar complicado y requerir correcciones. Su radioopacidad y adhesividad son muy satisfactorias.

Posee alto corrimiento por lo cual el conducto a obturar debe presentar una buena matriz apical con el fin de evitar la sobreobturación. Su efecto antiséptico es moderado y se mantiene hasta que comienza el endurecimiento.^{1,3}

1.4.3 Cloropercha.

Siendo el cloroformo un disolvente por excelencia de la gutapercha a principios de siglo se comenzó a obturar los conductos con la mezcla de ambos productos. En la actualidad su uso ya no se recomienda, pues se le ha relacionado con posibles cambios neoplásicos en los tejidos con lo que esta en contacto.

Nygaard Ostby modificó la fórmula aumentando bálsamo de Canadá, resina, y óxido de zinc (Kloroperka), logrando una estabilidad física mayor y un producto más manuable y práctico.^{1,3}

1.4.5 Cementos Momificadores

Contienen paraformaldehído (trioximetileno), fármaco antiséptico, fijador y momificador y que al ser polímero del fenol o metanol, lo desprende lentamente. Además contienen otras sustancias como óxido de zinc, diversos compuestos fenólicos, timol, productos radioopacos como el sulfato de bario, yodo, mercuriales y alguno de ellos corticoesteroides (Endomethasone).³

1.4.6 Selladores a Base de Hidróxido de Calcio

Es un sellador con un tiempo de trabajo y endurecimiento muy prolongado, que se endurece en el conducto con presencia de humedad. Su plasticidad y corrimiento son adecuados mientras que su radioopacidad es escasa. Tiene alta solubilidad, por lo tanto poca estabilidad. Esta solubilidad es la que le permite liberar el hidróxido de calcio en el medio en que se encuentra.³

1.4.7 Selladores de Ionómero de Vidrio

El cemento de ionómero de vidrio se ha propuesto como una alternativa sobre la amalgama, estudios recientes han demostrado una leve microfiltración y una insignificante reacción de los tejidos en animales experimentales.⁴ El cemento de ionómero de vidrio por otro lado, ha sugerido tener sensibilidad a la contaminación con saliva y sangre lo que determina una lenta desintegración en la cavidad oral y afectar severamente el sellado apical.⁴

1.5 Materiales de Obturación Retrógrada en Cirugía Endodóntica

Un componente básico de la cirugía endodóntica es la aplicación de un material para obturar el extremo de la raíz dental amputada con el objetivo de proveer un sellado apical que evite la filtración bacteriana o de sus productos del sistema de conductos radiculares hacia los tejidos periapicales.⁵

1.5.1 Características Ideales de un Material de Obturación Retrógrada¹

1. Debe adaptarse fácilmente a las diversas formas y contornos de las preparaciones del extremo radicular.
2. Debe ser biocompatible y estimular la cementogénesis.
3. No debe ser poroso, sino impermeable a todos los líquidos y tejidos periapicales.
4. Debe ser insoluble en los líquidos hísticos y no sufrirá oxidación ni corrosión
5. Fácil manipulación, permitiendo un largo periodo de trabajo.
6. No debe ser reabsorbible
7. Estabilidad dimensional; el material no deberá contraerse, expandirse ni cambiar de forma tras su aplicación.
8. Debe ser resistente a la humedad
9. Debe ser Bacteriostático o, al menos no favorecer el crecimiento bacteriano.
10. Debe ser radio opaco, o fácilmente visible en las radiografías.
11. No debe pigmentar la estructura dental ni los tejidos adyacentes.
12. Debe ser estéril o susceptible a una fácil y rápida esterilización inmediatamente antes de aplicarlo.
13. Debe ser fácil de extraer en caso necesario.
14. No debe ser carcinogénico

1.6 Materiales para Obturación Retrógrada

1.6.1 Amalgama

Históricamente, la amalgama ha sido el material de obturación retrógrada más ampliamente utilizado. Clínicamente ha mostrado tener buenos resultados, aunque estudios recientes han mostrado que posee una mayor microfiltración que otros materiales. Respecto a su biocompatibilidad sobre los tejidos orales, algunos autores han cuestionado su uso debido al alto grado de toxicidad, expansión, corrosión y su potencial de irritación hacia los tejidos.⁵

1.6.2 Cementos de Óxido de Zinc-Eugenol

En la actualidad, el material de obturación más aceptado por los profesionales de la endodoncia son los cementos a base de ZOE en forma de Súper EBA e IRM.¹

Ambos cementos inducen a una toxicidad de leve a moderada cuando están recién mezclados, probablemente por el componente líquido, el Eugenol. Se ha demostrado que la citotoxicidad después de aplicarlo disminuye rápidamente y a largo plazo el potencial inflamatorio es mínimo. El cemento Súper-EBA se le ha considerado ideal por poseer una buena capacidad de adhesión a la dentina. Más aún, estudios realizados con microscopía electrónica sobre los tejidos periapicales muestran una estrecha relación entre el material de obturación y fibras colágenas, lo que sugiere una excelente biocompatibilidad.^{6,7}

1.6.3 Resinas Compuestas

Los defectos en su capacidad de sellado que presentan otros materiales para obturar el extremo radicular obligan a tener cada vez más en cuenta a las preparaciones de resinas compuestas. Con la aparición de las técnicas de adhesión húmeda y la mejora de la hemostasia y del control de la cavidad, estos materiales parecen ser una opción viable para obturar el extremo radicular, siempre y cuando se utilice una técnica adecuada.¹

1.6.4 Ionómero de Vidrio

El cemento de ionómero de vidrio se ha propuesto como una alternativa sobre la amalgama, estudios recientes han demostrado una leve microfiltración y una insignificante reacción de los tejidos en animales experimentales.⁹ En estudios experimentales a largo plazo (5 años) muestran que la capacidad de sellado apical de los Ionómeros de vidrio es menor que la del Súper-EBA, pero mayor que la de la amalgama.⁹

1.6.5 Mineral Trióxido Agregado o Agregado de Mineral Trióxido (MTA)

El MTA recientemente ha recibido una especial atención como material de obturación retrógrada, este aparece igual o superior a otros materiales ya que presenta una menor filtración bacteriana, baja citotoxicidad y una mejor adaptación marginal.¹⁰

El Mineral Trióxido Agregado ha proporcionado resultados alentadores como material de obturación retrógrada.¹¹

CAPÍTULO 2

Historia del MTA y sus Características

CAPÍTULO 2

Historia del MTA y sus Características

Consideraciones Previas.

Para la aprobación de un cemento la experimentación es necesaria. Actualmente hay materiales dentales considerados ideales, y son el punto de comparación para nuevas investigaciones.

Las características de los materiales dentales son las que al final dictaminan que tan viables son para su uso clínico, puesto que no solo deben de ser biocompatibles, si no que debe de seguir ciertas normas que justifiquen su uso pues, clínicamente se evaluará su comportamiento ante el ambiente oral, fuerzas compresivas etc.

2.1 Historia del MTA

Los materiales dentales han sido parte importante en el diario evolucionar de la odontología y gracias a los grandes adelantos tecnológicos y bioquímicos, se han logrado una generación de nuevos elementos con mejores propiedades físicas, químicas y biológicas.

Las apicectomías y la colocación de retroobturaciones se han realizado desde mediados del siglo XVIII¹² y aunque se han estudiado muchos materiales como la amalgama, el cavit, gutapercha, el oro, las resinas, IRM, el Súper-EBA, los ionómeros de vidrio y los cementos a base de fosfato calcio en un esfuerzo para encontrar un material de obturación ideal, aún no existe aquel que logre conjuntar todos estos requisitos.¹³

En este sentido, recientemente el Dr. Mahmoud Torabinejad en la universidad de Loma Linda California, desarrollo un nuevo material denominado: Mineral Trióxido Agregado (MTA) para sellar todas las vías de comunicación existente en el sistema de conductos radiculares y la superficie externa, los estudios disponibles parecen demostrar que este material es prometedor para utilizarse tanto en perforaciones radiculares como en obturaciones retrógradas y en el tratamiento de exposiciones pulpares, gracias a que tiene la cualidad de formar puentes dentinarios, ser biocompatible, ph alcalino y que no favorece la inflamación.¹⁴

El MTA recibió su aprobación por U.S. Food and Drug Administration en 1998.¹⁵ Desde su primera descripción en la literatura dental por Lee y Cols en 1993, el MTA ha sido utilizado en aplicaciones tanto quirúrgicas como no quirúrgicas.¹⁵

Varios materiales han sido utilizados en Endodoncia para la reparación de lesiones radiculares, especialmente en las perforaciones laterales, como la amalgama, IRM, hidróxido de calcio, composites y ionómeros de vidrio, y comparados con el MTA tanto in Vitro como en Vivo.¹⁶

Un dato curioso de los estudios de Liné sobre los cementos prehispanicos, demuestran que hay una composición similar entre el cemento que usaban los mayas (Tabla1) para la cementacion de incrustaciones de jade, jadeita, piritita etc. y el cemento Pórtland (Tabla 2) usado para la construcción de edificios, cimientos etc.¹⁷.

Calcio	25.0 por 100
Fósforo	30.0 por 100
Silicio	5.0 por 100
Aluminio	2.0 por 100
Hierro	1.5 por 100
Sodio	1.0 por 100
Manganeso	0.06 por 100
Vanadio	0.004 por 100
Cromo	0.005 por 100
Estroncio	0.30 por 100
Boro	0.02 por 100
Cobre	0.0001 por 100

Tabla 1 Composición de Cemento Maya

Óxido de Calcio	63.5 por 100
Acido Silicico	20.1 por 100
Óxido de Aluminio	5.8 por 100
Óxido de Hierro	3.3 por 100
Óxido de Magnesio	2.6 por 100
Óxido de Sodio	0.5 por 100
Óxido de Potasio	0.9 por 100
Trióxido de Azufre	1.5 por 100

Tabla 2 Composición del Cemento Pórtland

Es necesario mencionar que el MTA y el cemento Pórtland comparten los mismos componentes principales como el calcio, fosfato y sílice.¹⁸ La similitud entre estos dos cementos nos lleva a la idea de que el MTA es parecido al cemento maya, ya que también comparten algunos componentes principales.

El MTA está compuesto principalmente de silicato tricálcico, aluminio tricálcico, óxido tricálcico, y óxido de silicato, así como una pequeña cantidad de óxidos minerales, responsables de las propiedades físicas y químicas de este agregado, se le ha adicionado también óxido de bismuto que le proporciona la radioopacidad.¹⁹

El MTA ha demostrado en numerosos estudios, ser un material sellador con un alto potencial regenerador, y aunado con la posible utilización del Cemento Pórtland en su lugar han abierto nuevas líneas de investigación.¹⁹

Tanto el MTA como el cemento Pórtland, se proponen como dos materiales muy semejantes por compartir sus principales componentes: fosfato, calcio y silicio, además el análisis macroscópico, microscópico y de difracción de rayos X, muestra que ambos materiales son casi idénticos. Así mismo, en cuanto a su manipulación ambos son mezclados con agua, que al evaporarse quedan dentro de una fase sólida.²⁰

Esta afirmación ha causado polémica, por la posible utilización de un cemento de uso industrial en lugar de un cemento de uso Odontológico como lo es el MTA.

2.2 Características generales del Agregado Trióxido Mineral

El MTA, consiste en un polvo de partículas finas hidrofílicas, que endurecen en presencia de humedad. El resultado es un gel coloidal que solidifica en menos de 4 horas.²⁰

La composición química del MTA fue analizada a través de diversas investigaciones, donde se utilizó la técnica de Rayos X con un espectrómetro de energía dispersa conjuntamente con el microscopio electrónico.

2.2.1 Composición química:

3 CaO-SiO₂ (Silicato tricálcico)

Bi₂O₃ (Óxido de bismuto)

2 CaO-SiO₂ (Silicato bicálcico)

3 CaO-Al₂O₃ (Aluminato tricálcico)

3 CaO-Al₂O₃-Fe₂O₃ (Aluminoferrato tetracálcico)

CaSO₄·2H₂O (Sulfato de calcio dihidratado o Gypsum)

2.2.2 Propiedades físicas y químicas:

Estado físico	sólido (polvo)
Color	gris
Olor	carece de olor
PH en agua	12 a13
Punto de ebullición	no aplicable
Punto de fusión	no aplicable
Solubilidad en agua	poco soluble 0.1 a 1.0%

2.2.3 Valor de pH

El pH del MTA después de mezclado es de 10,2 y a las 3 horas, se estabiliza en 12,5. Esta lectura se realizó a través de un pH-metro.²¹ El MTA presenta un pH similar al cemento de hidróxido de calcio, probablemente, este pH pueda inducir la formación de tejido duro.²¹

2.2.4 Radioopacidad

La medida de radioopacidad del MTA es de 7,17 mm equivalente al espesor de aluminio. Entre las características ideales para un material de obturación, encontramos que debe ser más radioopaco que sus estructuras limitantes cuando se coloca en la una cavidad. En cuanto a la radioopacidad de materiales de obturación retrógrada, encontramos que la amalgama es el material más radioopaco (10mm equivalentes al espesor del aluminio). La radioopacidad de otros materiales es la siguiente: gutapercha 6.14mm, IRM 5.30, Súper-EBA 5.16mm, MTA 7,17mm y la dentina 0.70mm. Por lo que le MTA es más radioopaco que la gutapercha convencional y la dentina siendo fácilmente distinguible en las radiografías.²¹

2.2.5 Tiempo de endurecimiento

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.²¹ 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.

Esta condición puede permitir una estabilidad dimensional del material después de su colocación y además disminuye el tiempo que esté sin fraguar en contacto con el tejido vital; sin embargo, hay que tener en cuenta que a mayor rapidez de fraguado, mayor contracción. Este fenómeno puede explicar porque el MTA tiene significativamente menos pigmentación y filtración bacteriana que otros materiales, ya que al tener un tiempo de endurecimiento más largo que otros materiales con los que es comparado (amalgama, IRM, Súper-EBA), hace que sufra menor contracción y de allí sus óptimas cualidades de sellado.²¹

2.2.6 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 (Megapascals), la cual es comparable a la del IRM y Súper-EBA, pero significativamente menor que la amalgama, que es de 311 Mpa.²¹

2.2.7 Solubilidad

La falta de solubilidad es una de las características ideales de un material de obturación (Grossman, 1962). El desgaste de los materiales de restauración puede ocurrir por los ácidos generados por bacterias, ácidos presentes en comidas y bebidas, o por desgaste por contacto oclusal.

Los materiales comúnmente utilizados para el sellado de perforaciones y de obturación retrógrada están normalmente en contacto con fluidos del tejido periapical hasta que son cubiertos por un tejido conectivo fibroso o cemento. En términos generales, los trabajos que se han realizado respecto a la solubilidad concluyen que no se evidencian signos relevantes de solubilidad en agua para el Súper-EBA, la amalgama y el MTA, mientras que si se observan para el IRM.²¹

2.2.8 Manipulación

El polvo de MTA debe ser almacenado en contenedores sellados herméticamente y lejos de la humedad. El polvo (idealmente 1gr por porción) debe ser mezclado con agua estéril en una proporción de 3:1 en una loseta o en papel con una espátula de plástico o metal. Si el área de aplicación está muy húmeda esta se puede limpiar con una gasa o algodón. El MTA requiere humedad para fraguar; por lo que al dejar la mezcla en la loseta o en el papel se origina la deshidratación del material adquiriendo una textura seca.²²

2.2.9 Microfiltración

Cuando un tratamiento no quirúrgico fracasa en la reparación de una lesión periapical de origen endodóntico o el retratamiento es contraindicado, el tratamiento quirúrgico es necesario. Este tratamiento consiste en la exposición del ápice involucrado, apicectomía, preparación de la cavidad y la obturación retrógrada de ésta. Las cavidades deben ser obturadas idealmente con sustancias biocompatibles que prevengan el egreso de potentes contaminantes a los tejidos periapicales.

El principal objetivo de un material de obturación retrógrada es proveer un sellado apical que prevenga el movimiento de bacterias y la difusión de productos bacterianos a los tejidos periapicales. Muchas sustancias han sido utilizadas como materiales de obturación retrógrada en cirugía endodóntica, pero ninguno de ellos ha sido universalmente aceptado como el mejor. Las técnicas de radioisótopos y de penetración por tinción han sido las más frecuentemente utilizadas como métodos para la evaluación de calidad del sellado de varios materiales de obturación. A pesar de la popularidad y de la fácil realización de los estudios de filtración por tinción tienen varias desventajas como: el tamaño de las moléculas de la mayoría de las partículas de tinción son más pequeñas que las bacterias, los estudios de filtración por medio de tinción miden el grado de filtración en un plano, haciendo imposible evaluar el total de la filtración, y comparado con las condiciones clínicas, los estudios de tinción in Vitro son estáticos y no reflejan la interacción dinámica entre los conductos radiculares y los tejidos periapicales.

En un estudio in Vitro se determinó el tiempo necesario para que el *Staphylococcus epidermidis* penetre 3 mm de espesor en la amalgama, Súper-EBA, IRM y MTA cuando se utilizan como materiales de obturación retrógrada. La mayoría de las muestras que fueron obturadas con amalgama, Súper-EBA, o IRM comienzan a filtrar desde los 6 hasta los 57 días.

En contraste la mayoría de las muestras cuyos ápices fueron obturados con MTA no mostraron filtración durante el período experimental (90 días).

El análisis estadístico de los datos no mostró diferencias significativas entre la filtración de amalgama, Súper-EBA, e IRM. Sin embargo, el MTA filtró significativamente menos que los otros materiales de obturación.

La capacidad selladora del MTA es probablemente debida a su naturaleza hidrofílica y su poca expansión cuando endurece en un ambiente húmedo.²³

La técnica de filtración de fluidos permite evaluar la capacidad de un material de resistir la microfiltración, cuando se somete a cambios de presión.

La medición de los fluidos filtrados refleja la totalidad de la filtración acumulada en la interfase restauración - dentina y en consecuencia aporta información con valor cuantitativo.

Este método es considerado actualmente muy confiable para determinar la capacidad de sellado de los materiales de obturación apical. Este método utiliza presiones positivas que ayudan a eliminar los problemas causados por el aire atrapado o fluidos en los estudios de filtración de colorantes. No es destructivo por lo cual permite la repetición de las medidas en las mismas muestras.²⁴

En un estudio se evaluó la microfiltración del MTA y amalgama con alto contenido de cobre en dientes con obturación retrógrada con el método de filtración de fluidos por un período de 24 semanas, donde el sistema causó movimiento en cuatro posibles puntos de los dientes: a) a través del área interfase entre el material de obturación y la estructura dentaria, b) entre el material de obturación propiamente dicho, c) a través de la estructura dentaria (túbulos dentinarios o cemento), d) a través de varios puntos de conexión entre el sistema de microfiltración y el diente. Se encontró que el grupo sellado con amalgama obtuvo una alta conducción de fluidos, mayor que el grupo sellado con MTA después de 4 semanas. Posiblemente concluyendo que entre la estructura dentaria y la amalgama después de este período de tiempo se encuentran áreas significativas de filtración por donde bacterias y sus subproductos pueden escapar.²⁵

Se han hecho estudios para evaluar la microfiltración por medio del sistema de filtración de fluidos en varios materiales de obturación retrógrada in Vitro. Las muestras fueron divididas en dos grupos control y cinco grupos experimentales. Los materiales estudiados fueron: amalgama, IRM, resina, Súper-EBA y MTA. Los resultados mostraron que la amalgama microfiltró significativamente más que el Súper-EBA, la resina y el MTA, pero no se encontraron diferencias significativas en los otros tres grupos. Ningún material fue capaz de proveer un sellado resistente a la filtración. Aunque no existe evidencia absoluta que un sellado hermético sea necesario para el éxito clínico, la pregunta es ¿Qué tanto movimiento de fluidos es significativo? Los espacios grandes que permitan la filtración de bacterias son obviamente indeseados. También se deben tener en consideración los espacios pequeños que puedan permitir la filtración de toxinas bacterianas y nutrientes de microorganismos. Por esta razón un sellado apical que sea impermeable a pequeñas moléculas debe ser lo ideal a conseguir, y el método de filtración de fluidos utilizado en este estudio puede permitir la detección de pequeños espacios por los cuales pueden pasar pequeñas moléculas.²⁶ Se han utilizado otras técnicas como el microscopio monofocal y el microscopio electrónico de barrido (SEM) para evaluar la adaptación y la capacidad selladora de los diferentes materiales de obturación retrógrada.¹⁰

Otro estudio in Vitro compara la habilidad del sellado del MTA, amalgama libre de Zinc y el Súper-EBA, utilizando colorante fluorescente de rodamina B con microscopio monofocal. Los resultados indican que aquellas cavidades obturadas con MTA presentan un menor grado de filtración del colorante e inclusive se encontraron casos donde el colorante no penetró en absoluto.

Las cavidades obturadas con Súper-EBA filtraron menos que las obturadas con amalgama, sin embargo, el colorante no sólo penetró en la unión entre el Súper-EBA y las paredes de dentina, sino que se incorporó dentro del material.²³

CAPÍTULO 3

Usos y manipulación del MTA

CAPÍTULO 3

Usos y Manipulación del MTA

Consideraciones Previas

En el caso del MTA su uso va más allá del simple sellado de una cavidad, es necesario conocer todas sus aplicaciones y al observar su sitio de acción nos daremos cuenta de la importancia de la experimentación, ya que este material tendrá una serie de interacciones con tejidos.

Se deberá de conocer su manipulación para obtener resultados óptimos, pues si es manipulado de manera errónea el cemento podría perder algunas de sus propiedades.

3.1 Terapia en pulpas vitales (Recubrimiento pulpar directo y Apicogénesis)

El recubrimiento pulpar se basa principalmente en la capacidad del tejido pulpar para mantener su vitalidad. Varios factores afectan este proceso incluyendo, la edad, la condición periodontal y el estadio de formación radicular.²⁷ La reparación de las exposiciones pulpares no dependen del material de recubrimiento, pero sí está relacionado con la capacidad de estos materiales para evitar la filtración bacteriana, y por otro lado también depende de las condiciones de asepsia en las que se realiza este tipo de procedimientos. En algunos estudios, el MTA ha demostrado prevenir la filtración bacteriana, además de tener un alto grado de biocompatibilidad, por tal motivo ha sido usado como material de recubrimiento directo en pulpas expuestas mecánicamente en monos.

Los resultados de estos estudios demuestran que el MTA estimula la formación de un puente de dentina adyacente a la pulpa. La dentinogénesis producida por el MTA se puede deber a su sellado, biocompatibilidad, alcalinidad o posiblemente otras propiedades asociadas a este material.¹⁸

Un puente dentinario puede ser un signo de reparación o de irritación, y es conocido que la presencia de bacterias es un factor determinante en la inhibición de la reparación de las exposiciones pulpares. El hidróxido de calcio no se adhiere a la dentina y pierde su capacidad de sellado. Defectos en los puentes dentinarios bajo el recubrimiento con hidróxido de calcio puede actuar como vías para la microfiltración. Este material también tiene la tendencia a disolverse con el paso del tiempo.²⁷

Cuando se utiliza el MTA se forman puentes delgados, encontrándose una capa odontoblástica, además pocas veces hay signos de hiperemia, y tiene menos microfiltración cuando es comparado con el material más usado en estos casos, el hidróxido de calcio.²⁷ El recubrimiento pulpar con MTA produce cambios citológicos y funcionales de las células pulpares, resultando en la producción de dentina reparativa sobre la superficie de una pulpa expuesta mecánicamente. El MTA ofrece un sustrato biológicamente activo para las células pulpares, necesario para regular los procesos dentinogénicos. El efecto inicial del MTA sobre la superficie de la pulpa expuesta mecánicamente es la formación de una capa de estructuras cristalinas. Esta reacción inmediata indica la estimulación de la actividad biosintética de las células pulpares por el recubrimiento, pero no puede ser mencionada como una inducción directa de la formación de dentina reparativa.

Una nueva matriz atubular con inclusiones celulares es observada debajo del material a las dos semanas. Al evaluarlo bajo microscopio electrónico de barrido se encontraron fibras colágenas, las cuales están en contacto directo con la capa cristalina superficial. La dentinogénesis reparativa se obtiene claramente a las tres semanas del recubrimiento, junto con una matriz fibrodentinal. Por lo tanto el MTA es un material efectivo para el recubrimiento pulpar directo, ya que favorece la formación de un puente de tejido duro durante el proceso de reparación, teniendo en cuenta que el procedimiento sea realizado bajo una total asepsia.²⁸

El procedimiento clínico recomendado para los recubrimientos pulpares directos y pulpotomías en dientes con ápices inmaduros (Apicogénesis) es el siguiente:

Después lavar la cavidad y el sitio de la exposición pulpar con Hipoclorito de sodio diluido. El sangrado en el sitio de la exposición puede ser controlado con algodón impregnado con Hipoclorito de sodio Fig. 3-1. Se seca con una torunda de algodón y se mezcla el polvo del MTA con agua estéril y se coloca en la cavidad de acceso con una porta-amalgama Fig. 3-2 se rellena el resto de la cavidad con un material de obturación temporal para que endurezca el MTA Fig. 3-3. Hacer un seguimiento de la vitalidad pulpar, clínica y radiográficamente de 3 a 6 meses y se podrá notar una retracción pulpar en el sitio de la exposición y la formación de un puente dentinario Fig. 3-4.¹⁸

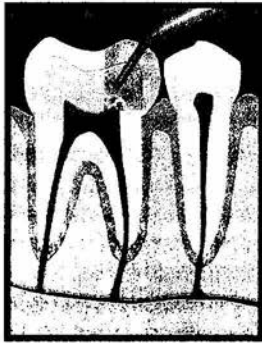


Fig3-1

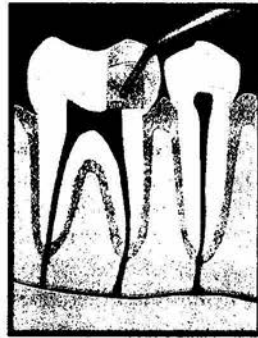


Fig3-2

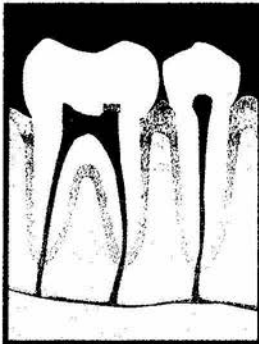


Fig. 3-3

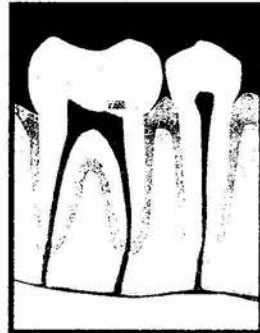


Fig. 3-4

En la Apicogénesis, Se remueve la pulpa coronal Fig. 3-5, se controla el sangrado con algodón impregnado con Hipoclorito de sodio presionando sobre la entrada de los conductos Fig. 3-6, Se procede a mezclar el polvo del MTA con agua estéril y colocar la mezcla en la cavidad de acceso con una porta-amalgama y rellenar el resto de la cavidad con un material de obturación temporal Fig. 3-7. Se deberá de hacer un seguimiento de la vitalidad pulpar y de la evolución del cierre apical Fig. 3-8,3-9 radiográficamente de 3 a 6 meses. El tratamiento de conductos podrá o no realizarse, dependiendo de su necesidad.¹⁸

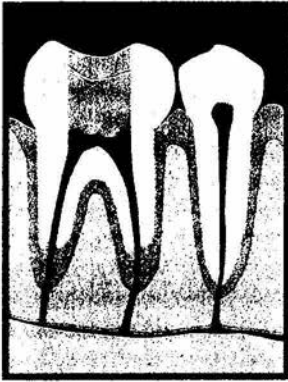


Fig. 3-5

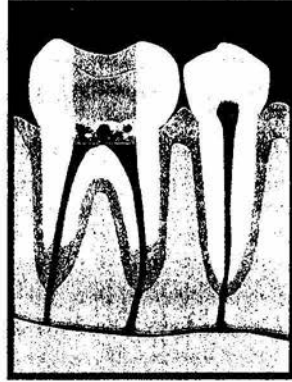


Fig. 3-6

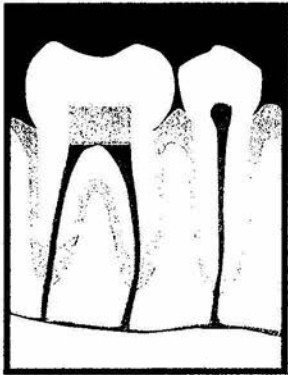


Fig. 3-7

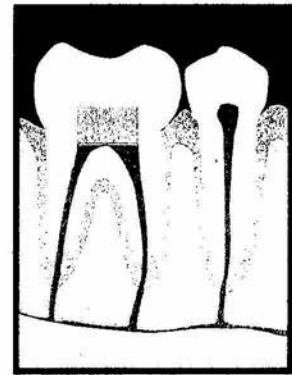


Fig. 3-8

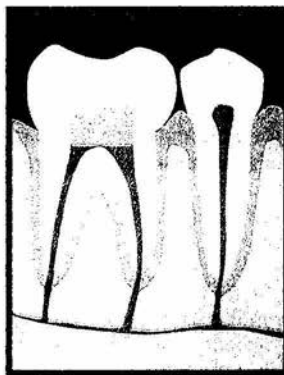


Fig. 3-9

3.2 Terapia en pulpas no vitales (Apexificación).

Varios materiales han sido utilizados como medicamentos intraconducto para la formación de tejido duro o como un tope apical para prevenir la extrusión de materiales de obturación en dientes con ápices abiertos.¹⁸

El hidróxido de calcio se ha convertido en el material de elección para la apexificación. Se han realizado estudios donde se evaluaron los efectos del hidróxido de calcio en incisivos de monos con formación radicular incompleta y se reportó que los dientes con formación radicular incompleta tienen un pH en los rangos fisiológicos normales, mientras que los dientes con formación radicular completa tienen un pH en un rango de 10.0 a 12.2. El alto pH del hidróxido de calcio puede inducir la actividad de la fosfatasa alcalina, y la presencia de una alta concentración de calcio puede incrementar la actividad de la fosfatasa calcio dependiente. A pesar de su popularidad para los procedimientos de apexificación, la terapia con hidróxido de calcio tiene algunas desventajas inherentes que incluyen la variabilidad en el tiempo del tratamiento, cierre apical impredecible, dificultad para el seguimiento de los pacientes, y el fracaso en el tratamiento. Entonces continúa la búsqueda para encontrar procedimientos y materiales que puedan permitir el cierre apical continuo en dientes con ápices inmaduros. Las proteínas morfogenéticas (BMP) han sido recientemente usadas para promover la formación de hueso. Se ha examinado histológicamente la extensión de la actividad osteogénica en implantes que contienen un portador de colágeno con diferentes cantidades de proteína osteogénica-1 (OP-1).

Y se encontró que inducen formación de hueso en una forma de dosis dependiente. Otra alternativa de tratamiento a largo plazo para el procedimiento de apexificación es el uso de una barrera artificial que permite la obturación inmediata del conducto.²⁹

Se realizaron estudios para comparar la eficacia de la OP-1, hidróxido de calcio y MTA para la inducción de formación de la raíz, donde el MTA fue usado como tope apical en premolares inmaduros de perros que fueron infectados a propósito y luego desinfectados con hidróxido de calcio. Los resultados mostraron que el MTA induce la formación de tejido duro más frecuentemente y provoca menor inflamación que los otros materiales. Basados en estos resultados el MTA puede ser utilizado como una barrera apical en dientes con ápices inmaduros.²⁹

Otra técnica utilizada para procedimientos de apexificación ha sido la combinación de la colocación de una barrera de MTA con la subsiguiente adhesión interna contra la barrera, que pueda disminuir el tiempo del tratamiento y aumentar el pronóstico a largo tiempo. Los fabricantes recomiendan que se deba colocar de 3-5mm de espesor de MTA en el ápice para los procedimientos de apexificación.

El procedimiento clínico recomendado en la utilización del MTA en dientes permanentes con necrosis pulpar y ápices con formación radicular incompleta es el siguiente: después de anestésiar, aislar y preparar un acceso adecuado Fig. 3-10 se debe desinfectar instrumentando e irrigando con Hipoclorito de sodio.

Se procederá a la preparación biomecánica de los conductos Fig. 3-11 y para desinfectar el conducto radicular, se introduce el hidróxido de calcio como medicamento intraconducto por una semana. Después de irrigar el conducto radicular con Hipoclorito de sodio y eliminar el hidróxido de calcio, se seca con puntas de papel, se mezcla el polvo del MTA con agua estéril y se lleva la mezcla con un portaamalgama grande al conducto.

Posteriormente, se condensa el MTA hacia el ápice de la raíz con condensadores o puntas de papel, creando un tapón apical de MTA de 3 a 4 mm Fig. 3-12. Y se verifica su extensión radiográficamente. Colocar una torunda de algodón húmeda en el conducto y cerrar el acceso preparado de la cavidad con un material de obturación temporal. Una vez que endurece el MTA, obturar con gutapercha o con resina en dientes con paredes delgadas como está indicado, sellando la cavidad de acceso Fig. 3-13. Evaluar y valorar la cicatrización apical clínica y radiográficamente Fig. 3-14.¹⁸

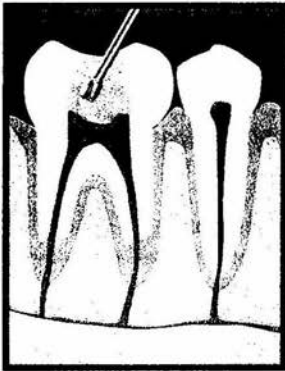


Fig. 3-10

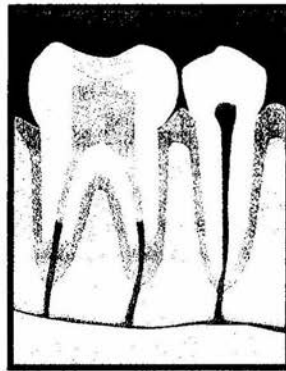


Fig. 3-11

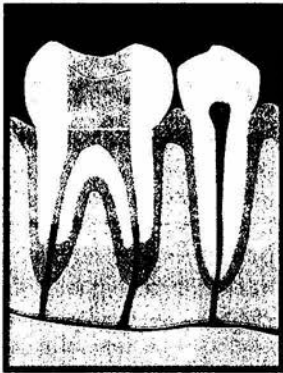


Fig. 3-12

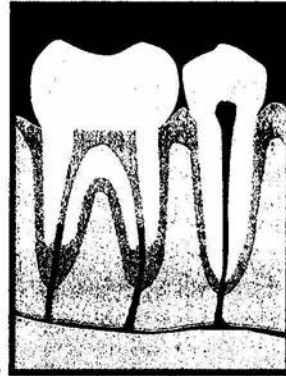


Fig. 3-13

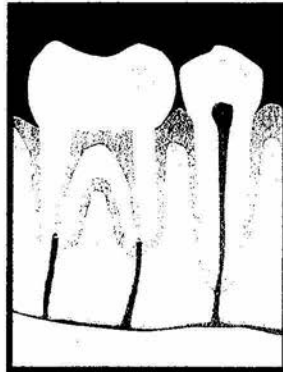


Fig. 3-14

3.3 Reparación de perforaciones dentales

Las perforaciones dentales pueden ocurrir durante el procedimiento endodóntico o en la preparación para postes y también como resultado de la extensión de una reabsorción en los tejidos radiculares. La reparación de la perforación después de un procedimiento accidental o como consecuencia de una reabsorción interna puede ser realizada intracoronalmente o mediante un procedimiento quirúrgico.

Materiales como el Cavit, óxido de zinc eugenol, hidróxido de calcio, amalgama, gutapercha, e hidroxiapatita han sido usados para reparar perforaciones.¹⁸ El MTA fue evaluado experimentalmente para reparar perforaciones de furca en dientes de perro. Se observó que en ausencia de contaminación la respuesta del tejido fue caracterizada por una ausencia de inflamación y por la formación de cemento en la mayoría de los dientes estudiados. Igualmente algunos autores han reportado resultados en casos clínicos de dientes humanos en la reparación de perforaciones de furca con MTA, y observaron que este material permite la reparación de hueso y la eliminación de síntomas clínicos.³⁰

El procedimiento clínico recomendado para la reparación intracoronal de perforaciones radiculares es el siguiente:

Después de anestesiar, y aislar hay que localizar el sitio de la perforación, el área se lava con Hipoclorito de sodio diluido. En caso de perforaciones que tienen largo tiempo de estar expuestas existe la posibilidad de que se encuentren contaminadas, por lo que el Hipoclorito de sodio se deberá dejar en el sistema de conductos radiculares por un par de minutos, para desinfectar el sitio de la perforación. Se hará el acceso de manera normal Fig. 3-15 para luego proceder a completar la instrumentación y obturación de los conductos con gutapercha y sellador hasta el sitio de la perforación, luego mezclar el MTA con agua estéril y colocarlo en el lugar de la perforación con un porta amalgama y empackarlo contra el sitio con un empackador Fig. 3-16. Luego de reparar la perforación con MTA, sellar la cavidad de acceso con un cemento temporal Fig. 3-17.

Cuando el MTA se usa en perforaciones, con alto grado de inflamación, el material permanece suave al examinarlo en una segunda cita. Esto se debe a la presencia de un pH bajo, el cual previene un fraguado adecuado del MTA. En estos casos, se elimina el MTA y se repite el procedimiento. Se evalúa la cicatrización de tres a seis meses.¹⁸

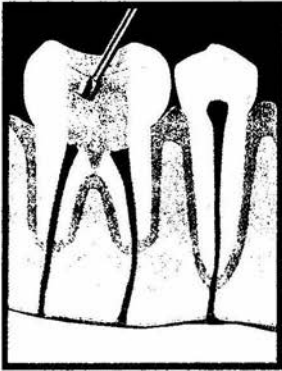


Fig. 3-15

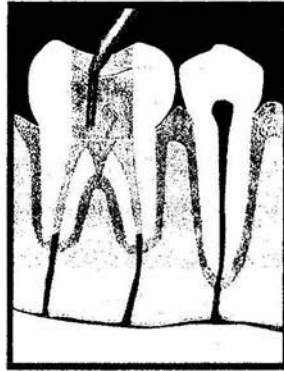


Fig. 3-16

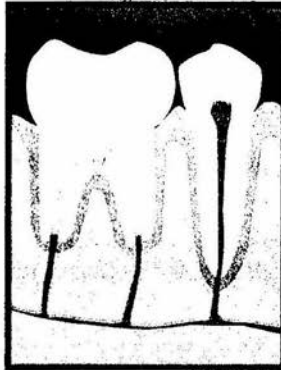


Fig. 3-17

Respecto a lo anterior, en cirugías apicales, o reparación de perforaciones es típica la presencia de un área de inflamación, la cual puede tener un pH normal de 7.4 o un pH ácido por debajo de 5.0. En un pH ácido se puede afectar la adhesión de un material, incrementar la solubilidad de éste.

Si la infección o la inflamación persiste, puede ocurrir la erosión del material utilizado ocasionado por las bacterias o por la presencia de este ambiente ácido. Por lo tanto la capacidad selladora de un material puede ser directa o indirectamente afectado por estos cambios físicos.³¹

Se ha demostrado que la amalgama presenta una mayor solubilidad en un ambiente ácido que en uno neutro, ya que en un ambiente con pH de 2.5 hay mayor liberación de mercurio comparado con un pH de 7.0.³² De igual manera otros materiales como el Súper-EBA o los ionómeros muestran mayor desintegración cuando se encuentran en pH ácidos,³² sin embargo, en un estudio en el que se evalúa la capacidad de sellado de diferentes materiales (amalgama, MTA, Súper-EBA, Geristore) durante 24 horas a pH de 5.0 y de 7.4, se encontró que el MTA y el Súper-EBA no presentan filtración significativa ya sea en un pH neutro o ácido, mientras que materiales como la amalgama y el Geristore muestran mayor filtración en un pH neutro, sin ser estadísticamente significativa la diferencia con un pH ácido, lo que muestra que los materiales no son afectados relevantemente por el pH presente.³¹

3.4 Obturación retrógrada

Numerosas sustancias han sido utilizadas como materiales de obturación retrógrada. La principal desventaja de estos materiales incluyen su poca capacidad para prevenir la filtración de irritantes de los conductos radiculares infectados a los tejidos periapicales, la ausencia de una completa biocompatibilidad con los tejidos vitales y su incapacidad para promover la regeneración de los tejidos periapicales a su estado normal.¹⁸ El sistema de adhesión de un ligamento periodontal funcional, consiste de un cemento sano, ligamento periodontal sano y un hueso sano.

La capacidad de permitir la regeneración de este sistema es deseable para cualquier material usado dentro del conducto radicular, en apexificaciones, sellado de perforaciones, obturación retrógrada, o cualquier procedimiento diseñado para sellar una comunicación entre el conducto radicular y el tejido periapical. Estudios histológicos han reportado que pocos materiales dentales cuando son colocados en contacto con los tejidos periodontales inducen cementogénesis. Entre estos materiales se incluye el MTA.³³

Una verdadera regeneración requiere la interacción entre osteoblastos, fibroblastos y cementoblastos, y estos últimos son el tipo de célula más apropiados para estudiar los efectos de los materiales endodónticos sobre la cementogénesis. Se ha demostrado que el MTA se adhiere a células cementoblásticas y factores de crecimiento. Estos resultados indican que el MTA es un material cementoconductor ya que permite la expresión de genes y proteínas involucradas con el proceso de la cementogénesis.³⁴

Algunas reacciones de los tejidos periapicales han sido descritos cuando es utilizado el MTA como material de obturación retrógrada: tanto tejido blando como delgadas capas de tejido duro han sido observados en contacto con el MTA. A la primera semana, se observa células poligonales y basofílicas con núcleo largo y pocas fibras colágenas alrededor o muy cerca de la superficie del MTA. Fibroblastos y fibras colágenas paralelas se observan a las dos semanas. De 3 a 5 semanas las raíces con MTA tienen una cápsula fibrosa, con delgadas capas de tejido duro.³⁵

El procedimiento para la apicectomía y obturación retrógrada es el siguiente:

Después de hacer la incisión y levantamiento de colgajo Fig. 3-18, se inicia la osteotomía para exponer el ápice a tratar Fig. 3-19, con una cucharilla se elimina todo el tejido patológico que pudiera existir alrededor del ápice Fig. 3-20, a este procedimiento se le conoce como legrado o curetaje periapical. El siguiente paso es la resección apical la cual es la eliminación de la porción final de la raíz de la pieza dentaria Fig. 3-21, para aplicar el material de retroobtusión es necesario muchas veces el cortar el ápice con una angulación la cual permita un mejor acceso al lecho operatorio Fig. 3-22, se debe de crear una caja de obturación apical para aumentar la retención del material Fig. 3-23. Y por último sobre la caja de obturación se rellenará con el MTA Fig. 3-24, se deberá de valorar radiográficamente por unos 6 meses.



Fig. 3-18



Fig. 3-19



Fig. 3-20



Fig. 3-21



Fig. 3-22



Fig. 3-23



Fig. 3-24

3.5 Barrera Durante El Blanqueamiento Dental

El blanqueamiento interno de los dientes puede causar resorción externa radicular. Ningún material es capaz de prevenir la filtración de los agentes blanqueadores.³⁶ Debido a que el MTA provee un sellado efectivo en contra de la penetración de colorantes y bacterias, y de sus metabolitos como endotoxinas, se puede utilizar como material de barrera coronaria (3 a 4 mm), después de la obturación del conducto y antes del blanqueamiento interno

Se introduce la mezcla del MTA de 3 a 4 mm de espesor en la cavidad preparada, se coloca una torunda de algodón húmeda sobre la mezcla y se rellena el resto de la cavidad con un material de obturación temporal. Después de 3 o 4 horas, se remueve el material de obturación temporal y se podrá obtener permanentemente cuando esté indicado.

Una vez que el MTA a endurecido y se encuentra bien condensado sobre la entrada a los conductos previamente obturados Fig. 3-25, se pondrá el agente blanqueador en la cavidad sobre la barrera creada con el MTA Fig. 3-26,27 por el tiempo que este indicado y las citas que sean necesarias. Una vez que se ha logrado el blanqueamiento de la pieza se puede proceder a la obturación de la misma.

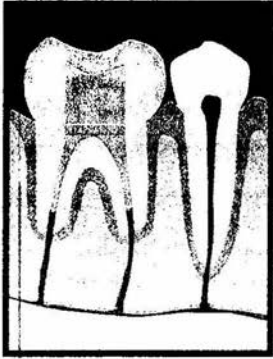


Fig. 3-25

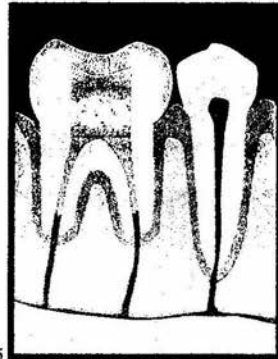


Fig. 3-26

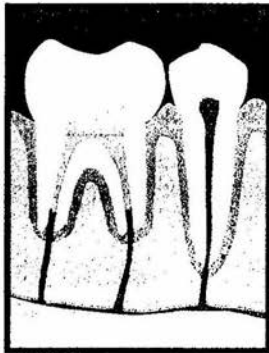


Fig. 3-27

Se realizó un estudio con la finalidad de comparar la efectividad del MTA, IRM, y fosfato de Zinc ($ZnPO_4$) como barreras de aislamiento para prevenir la filtración de los agentes blanqueadores.

Los resultados muestran que el Fosfato de Zinc ($ZnPO_4$) presentó significativamente mayor filtración que el IRM o el MTA y el MTA tuvo la menor filtración entre los materiales estudiados. Basados en estos resultados, el MTA se puede utilizar como una barrera de aislamiento para el blanqueamiento interno.³⁷

Es importante resaltar que el MTA presenta una composición química que puede provocar pigmentación de la estructura dentaria, por lo que se recomienda sea utilizado en el espacio del conducto y cámara que se encuentren por debajo del margen gingival o de la cresta ósea (instructivo ProRoot MTA, Tulsa Dental).

3.5 Otros usos

Ya que el MTA provee un sellado efectivo contra la penetración de colorantes y bacterias y sus metabolitos como endotoxinas, puede ser utilizado como sellador coronal (3-4mm) después de completar la obturación de los conductos radiculares. Se introduce la mezcla del MTA de 3 a 4 mm de espesor en la cavidad preparada, se coloca una torunda de algodón húmeda sobre la mezcla y se rellena el resto de la cavidad con un material de obturación temporal.

Como material de obturación temporal, se coloca una torunda de algodón en la cámara pulpar, y se rellena el resto de la cavidad de acceso con MTA colocando una gasa húmeda entre la superficie oclusal del diente y el diente adyacente.

Se le debe informar al paciente que no debe morder por ese lado de 3 a 4 horas y posteriormente remover los excesos de MTA con una fresa redonda en la próxima cita.¹⁸

Para la reparación de una fractura vertical, se debe remover el material de obturación del diente y se deben unir las superficies internamente con resina. Después de levantar un colgajo o extraer el diente para un reimplante intencional, se debe hacer una cavidad sobre toda la superficie de la fractura con una fresa pequeña bajo irrigación constante.

Se debe colocar el MTA sobre la superficie, se debe cubrir con una membrana reabsorbible y luego suturar el colgajo. Para mejorar el pronóstico en estos casos el paciente debe ser instruido para seguir una higiene oral meticulosa. A pesar del éxito en algunos casos en la reparación de fracturas verticales, el uso de MTA en casos donde este entre en contacto directo con la cavidad oral por un período largo de tiempo es impredecible. Esto es debido al hecho de que el MTA se disuelve en un pH ácido.¹⁸

Capítulo 4

Proceso de Cicatrización de los Tejidos Blandos, Periapicales y Radiculares.

Capítulo 4

Proceso de Cicatrización de los Tejidos Blandos, Periapicales y Radiculares.

Consideraciones Previas

Cuando el clínico comprende todo el proceso de reparación y regeneración, le resultara obvia la necesidad de la experimentación in vivo, pues todos los procesos son mediados a nivel celular y cualquier cambio negativo en el metabolismo de las mismas resultaría en resultado incompleto o defectuoso.

4.1 Proceso de Cicatrización de los tejidos blandos, periapicales y radiculares.

Las bacterias son la causa principal y más común de inflamación pulpar y periapical.³⁸ De hecho la relación entre la inflamación periapical y la infección bacteriana quedó muy bien establecida en el estudio de Kakehashi en 1965.³⁹

Las bacterias y sus componentes pueden alcanzar al tejido periodontal a través del orificio apical o de los conductos accesorios, lo que trae como consecuencia el establecimiento de una periodontitis.³⁸ La severidad de la inflamación periapical se ha relacionado directamente con los microorganismos dentro del sistema de conductos radiculares y a su exposición prolongada. El tejido periapical reacciona ante las bacterias como cualquier tejido conjuntivo del organismo y por consiguiente intervienen los mismos mediadores o sustancias químicas de la inflamación.⁴⁰

La presencia de una periodontitis apical es un prerrequisito para realizar una cirugía endodóntica. Por lo tanto, una imagen radiolúcida persistente después de ejecutar un adecuado retratamiento endodóntico, podría ser una indicación para un tratamiento quirúrgico.⁴¹

La mayoría de las lesiones periapicales cicatrizan de forma irregular después de un tratamiento endodóntico. La cirugía endodóntica se ejecuta para erradicar los irritantes provenientes del sistema de conductos radiculares y eliminar las causas potenciales de una inflamación periapical persistente y de esta forma permitir la reparación de los tejidos periapicales.⁴²

La eliminación de las bacterias y sus componentes antigénicos del interior de los conductos radiculares, es el factor determinante para el predominio de los mediadores que favorecen la reparación y la disminución de los que propagan la inflamación.⁴⁰ Gutmann refiere que cuando existe una gran posibilidad de fracasar con un tratamiento endodóntico no quirúrgico, o si el fracaso es el resultado de un tratamiento o retratamiento endodóntico y es imposible obtener un mejor resultado con la terapia convencional, está indicada la cirugía endodóntica.⁴³ También existe una tercera indicación, cuando se requiere tomar una biopsia en o cerca del ápice radicular.³⁸

Harrison refiere que es una equivocación pensar que la cicatrización de los tejidos blandos y óseos después de una cirugía periapical es la misma que ocurre después de un procedimiento de cirugía periodontal mucoperiostico.

De hecho, la cirugía periapical difiere marcadamente de otros procedimientos quirúrgicos odontológicos.⁴³ La cirugía periodontal por lo general altera intencionalmente y remueve las enfermedades de los tejidos blandos y duros, dependiendo del tipo de procedimiento y colgajo que se realice la cicatrización será por primera o segunda intención. Mientras en la cirugía periapical, casi siempre se manipulan hueso de soporte y tejidos blandos sanos, por lo tanto la cicatrización de los tejidos mucoperiosticos, en la mayoría de los casos será por primera intención.⁴³

Es importante recalcar que el proceso de cicatrización varía dependiendo del tipo de tejido lesionado y el tipo de daño que el tejido recibe. Por lo general un mismo tipo de tejido responde de manera similar a la cicatrización.⁴³

4.2 Cicatrización mucoperiostica

Aunque por ser tejidos del mismo tipo, deberían cicatrizar de manera similar; los tejidos blandos bucales lo hacen de forma más rápida que la piel. El tejido mucoperiostico está compuesto por la encía adherida, marginal e interdental y por debajo de ella se encuentra la mucosa alveolar y el periostio.⁴³ Además, si los tejidos blandos y óseos no se encuentran enfermos y se realiza una adecuada técnica quirúrgica y cuidado postoperatorio, se puede devolver la función y anatomía normal. Pero por el contrario, si hay presencia de gingivitis o periodontitis, es de esperarse alteraciones posquirúrgicas en el nivel de reinscripción del periodonto y cresta ósea.⁴³

4.3 Cicatrización de la herida incisional

La incisión define el perímetro del colgajo y se efectúa con una hoja de bisturí.⁴⁴ Cuando se realiza se desencadenan una serie de mecanismos complejos y diversos.⁴⁵

Los resultados del estudio de Harrison y Jurosky indicaron que la cicatrización de los tejidos blandos era marcadamente rápida y similar, tanto en los colgajos triangulares como los rectangulares submarginales, aunque en los colgajos rectangulares era menos predecible.⁴⁴ También indicaron que la pérdida de inserción del tejido blando después de realizar una incisión intrasulcular en una cirugía perirradicular no era inevitable y se podía prevenir si se mantenía la vitalidad de los tejidos de inserción. Esto se pudo lograr evitando realizar el legrado de la cresta de la superficie radicular y previniendo la deshidratación de estos tejidos con frecuente irrigación.⁴⁴ El proceso de cicatrización de la herida incisional se puede describir en cuatro fases que no ocurren de forma separada: coagulación e inflamación; cicatrización epitelial; cicatrización del tejido conjuntivo y maduración y remodelado.⁴⁵

4.4 Coagulación e inflamación

El primer requisito para la cicatrización es el efecto de hemostasia. Cuando un vaso es dañado se liberan mediadores químicos que causan una contracción vascular inicial transitoria y seguidamente ocurre una vasodilatación sostenida que conlleva al aumento de la permeabilidad vascular, mientras tanto en los vasos lesionados se forma un tapón plaquetario.⁴⁶

Simultáneamente los mecanismos de coagulación intrínsecos y extrínsecos se disparan y se forma un coágulo, el cual actúa como un sellado viscoso entre la cavidad bucal y el tejido mucoperiosteico lesionado y a su vez mantiene levemente unidos los bordes de la herida. Este fenómeno ocurre minutos después de la manipulación quirúrgica de los tejidos.⁴⁵ Evidentemente, cuando un tejido es lesionado se produce una respuesta inflamatoria que involucra una reacción celular vascular y humoral. La cicatrización va a depender del proceso inflamatorio que proveerá un ambiente favorable.⁴⁶ Inicialmente se produce una respuesta inflamatoria inmediata mediada por la liberación de mediadores químicos. La mayor cantidad de células activadas observadas en esta fase son los polimorfonucleares neutrófilos, que se encargan de fagocitar microorganismos, restos de tejido y liberar lisozimas.⁴⁶

Los neutrófilos no pueden replicarse y tienen una vida promedio extravascular de 48 horas aproximadas. Después de transcurridas 24 a 48 horas la actividad de los neutrófilos disminuye y su número desciende rápidamente. El papel que juegan estas células en la cicatrización es muy importante ya que ellas destruyen rápidamente los microorganismos antes de que se establezca una infección.⁴⁴ Alrededor de 6 a 12 horas después de lesionarse el tejido, aparecen los monocitos que al pasar hacia los tejidos reciben el nombre de macrófagos o fagocitos mononucleares, que son altamente móviles, con capacidad de replicación y mayor vida (meses o años).⁴⁴ Seguidamente a este mecanismo de defensa primario, el sistema inmune se dispara y se produce una respuesta inmune humoral y una respuesta inmune mediada por células.

La respuesta humoral consiste en la activación de los linfocitos B, los cuales secretan anticuerpos en contra de los antígenos. En cambio los linfocitos T activados, son los responsables de la respuesta inmune mediada por células la cual se encarga de atacar y neutralizar antígenos específicos.⁴⁵

Durante las primeras 48 horas se produce la síntesis de fibroblastos y colágeno, esenciales para la angiogénesis.⁴⁶

4.5 Regeneración epitelial

La cicatrización del tejido conjuntivo depende de la regeneración epitelial y el primer paso para que esto ocurra es la epitelialización en la superficie del coágulo de fibrina. Pocas horas después de producirse la lesión, las células de la capa basal y suprabasal comienzan a multiplicarse y cruzan el coágulo de fibrina. La migración culmina cuando la célula epitelial entra en contacto con otra del mismo tipo (inhibición de crecimiento por contacto); seguidamente se establece un sellado o puente epitelial y finalmente por el proceso de maduración las células epiteliales se diferencian y forman una capa de epitelio escamoso estratificado.⁴⁵ La formación de esta barrera epitelial tiene dos funciones: prevenir el ingreso de irritantes bucales e inhibir el egreso de fluidos desde los tejidos. Mientras el coágulo de fibrina proporciona una ligera unión, la barrera epitelial provee resistencia al desalojo o separación de los bordes de la herida.⁴⁵

Por lo tanto, la clave del éxito para una cicatrización rápida es la pronta epitelialización de la superficie de la herida incisional. Por lo general se acepta que este proceso ocurre entre las primeras 21 horas a 72 horas.⁴⁵

Harrison y Jurosky refieren que en la incisión vertical la formación del epitelio ocurre durante las primeras 48 a 72 horas, mientras que en la incisión intrasulcular la formación del epitelio se observa después de las 96 horas.⁴⁴ La mucosa suele cicatrizar por primera intención debido a que los bordes de la herida son reposicionados uno frente al otro.

Durante el levantamiento de un colgajo mucoperiostico intrasulcular se destruye la unión epitelial y parte del tejido conjuntivo, lo que trae como consecuencia retardo del proceso de cicatrización y debilitamiento del aparato de inserción. Es esta una de las razones de porque el cirujano endodóntico debe evitar este tipo de incisiones.⁴⁵ En cuanto a la sutura quirúrgica, su función es mantener unidos los bordes de la herida, pero a su vez, ésta actúa como una barrera que causa variaciones en el proceso de cicatrización epitelial. Es por esto que se recomienda la remoción de la sutura lo más pronto posible.⁴⁵

4.6 Cicatrización del tejido conjuntivo

Cuando la cicatrización ocurre por primera intención, el tejido conjuntivo comienza a cicatrizar cuando se forma el puente de epitelio y progresa rápidamente después de la maduración y formación de la barrera epitelial. La síntesis de colágeno es evidente dentro de las 24 horas después de la formación de la barrera epitelial.⁴⁴

Las principales células involucradas en este proceso son los fibroblastos, los cuales sintetizan sustancias y elementos esenciales para la regeneración o reparación de las heridas. Ellos son atraídos hacia el lugar de la lesión por los factores quimiotácticos celulares y humorales del huésped. Los macrófagos también juegan un papel importante en esta fase.⁴⁷

El primer tipo de colágeno que se forma aparece como una fina red de fibras tipo III (reticular), el cual es producido por las células ectomesenquimatosas indiferenciadas y los fibroblastos. Posteriormente estas mismas células comienzan a formar colágeno tipo I. La síntesis y degradación del colágeno es continua.⁴⁵

Cuando el proceso de cicatrización de la herida progresa, la cantidad de macrófagos disminuye y los fibroblastos se convierten en las células predominantes, es entonces cuando se habla de tejido de granulación, el cual está pobremente organizado debido a que existe gran cantidad de sustancia fundamental y colágeno débil, pero gradualmente el colágeno madura. En este momento el coágulo de fibrina ha sido reemplazado por tejido conjuntivo (de granulación) y por lo tanto se considera que el coágulo se ha organizado completamente.⁴⁵

4.7 Maduración y remodelado

Si la cicatrización es por primera intención, una vez que se ha formado suficiente colágeno, el número de fibroblastos decrece y simultáneamente también hay reducción de la vasculatura.

La reducción en el número de fibroblastos marca el final de la etapa de cicatrización del tejido conjuntivo y da comienzo a la fase de maduración y remodelado.⁴⁵ El tejido de granulación se sustituye por tejido conjuntivo joven y la orientación inicialmente de las fibras colágenas paralelas a la línea de incisión es ahora al azar. La maduración y remodelado de una herida, en condiciones ideales, comienza a los cinco a siete días después de realizada la incisión.⁴⁵

La maduración y remodelado involucra simultáneamente la degradación y agregación del colágeno, lo que trae como consecuencia cambios en la arquitectura y densidad de las fibras, pareciéndose a la lámina propia normal.⁴⁶ Una vez que la arquitectura y densidad se parece a la normal, la población de fibroblastos disminuye a los mismos niveles que el tejido circundante. El tiempo en que comienza y termina esta fase todavía es desconocido.⁴⁵

Cuando la cicatrización es por segunda intención, el volumen de colágeno producido es mayor debido a la presencia de un gran hiato entre los bordes de la herida. Esto es bastante común en las incisiones semilunares debido a que a veces es muy difícil o imposible mantener los bordes unidos.⁴⁵

4.8 Cicatrización de la herida diseccional

La herida diseccional es el resultado de la elevación del colgajo mucoperióstico de la cortical ósea, la cual se realiza con un elevador de periostio romo para separar los tejidos blandos y proporcionar el acceso quirúrgico a los tejidos perirradiculares.⁴⁴

Al reflejar un colgajo mucoperióstico usualmente se dejan restos de periostio sobre la superficie de la cortical ósea. Este remanente avascular evidencia destrucción celular y degeneración del colágeno en los primeros días, pero sobre todo durante las primeras 24 horas postoperatorias.⁴⁴ Se ha sugerido que la degeneración del colágeno juega un papel importante en la re inserción rápida de los tejidos a la cortical ósea.⁴⁴

La cicatrización de la herida diseccional ocurre prácticamente de la misma forma que la herida incisional, pero a menor velocidad⁴⁴ excepto por dos aspectos, el primero es que el epitelio no está involucrado en el proceso y segundo, ambos bordes no contribuyen de la misma forma en la fase de cicatrización del tejido conjuntivo.⁴⁴ Esto es debido a que se produce un borde de la herida mucoperióstico y del lado opuesto, otro borde que se corresponde con la cortical ósea denudada.⁴⁵

En el lugar de la herida se forma un coágulo de fibrina que debe organizarse en tejido de granulación, pero este tejido deriva de un solo borde de la herida, el mucoperióstico, ya que el borde de la cortical denudada contribuye poco o nada al respecto.⁴⁵ Harrison y Jurosky evidenciaron en su estudio realizado en monos, que para el cuarto día, el coágulo de fibrina ya ha sido reemplazado por tejido de granulación y a los catorce días se pudo observar la formación de tejido conjuntivo fibroso.⁴⁴ Durante los primeros 8 a 10 días, no se observa actividad osteoblástica u osteoclástica sobre la superficie perióstica de la tabla cortical. Para los 14 días, la actividad osteoclástica es limitada.⁴⁵

A medida que la cicatrización avanza, las fibras colágenas de los restos de periostio son sustituidas por tejido de granulación organizado. A los 14 días, este tejido de granulación ha madurado y se puede observar un periostio joven y altamente vascular, el cual difiere del periostio normal. Posteriormente, a los 28 días, el periostio adquiere una apariencia microanatómica más normal y las áreas de resorción cortical muestran una evidencia temprana de reparación debido a la actividad osteoblástica.⁴⁵

En cuanto a la cresta ósea, la actividad osteoclástica ocurre solo en la superficie del ligamento periodontal, de 3 a 4 días después de levantar el colgajo mucoperiostico. Esta actividad es mínima y a los 14 días se inicia la actividad osteoblástica para reparar el hueso reabsorbido. Para el día 28, la cresta ósea se observa microscópicamente normal.⁴⁴

4.9 Cicatrización periapical y radicular

Durante la cirugía endodóntica es necesaria la remoción de hueso para exponer el tercio apical de la raíz, por lo tanto se crea una herida excisional, la cual difiere de la herida incisional y direccional.⁴⁵

4.10 Cicatrización dentoalveolar apical

Aunque la secuencia exacta de los eventos que ocurren durante la cicatrización dentoalveolar apical, no se conocen todavía, se cree que las células ectomesenquimatosas indiferenciadas pluripotenciales que provienen del ligamento periodontal y del endostio, se diferencian en fibroblastos, osteoblastos y cementoblastos, para sintetizar sustancia fundamental y colágeno, hueso y cemento nuevo, respectivamente.⁴⁵

Al transcurrir 10 a 12 días, los cementoblastos comienzan a depositar cemento sobre la superficie reseca de la raíz⁴⁸ mientras que los osteoblastos comienzan a formar hueso entre el décimo y décimo cuarto día. A los 28 días, se puede apreciar una pequeña capa de cemento que cubre casi la totalidad de la superficie dentinaria reseca y trabeculado óseo en la periferia de la cavidad.

También se pueden observar fibras colágenas orientadas paralelamente a la raíz reseca. Estas nuevas fibras del ligamento periodontal muestran evidencias de funcionalidad.⁴⁵ Después de 8 semanas, la raíz reseca (más no el conducto radicular), muestra una cobertura completa de cemento y el trabeculado óseo se observa más denso y con abundantes osteoblastos. Para este momento muchas de las fibras del nuevo ligamento periodontal, se encuentran orientadas funcionalmente entre el cemento y el hueso, a excepción de las fibras adyacentes al conducto radicular y al material obturador las cuales mantienen su orientación paralela.⁴⁵ Finalmente a las 16 semanas después de realizada la cirugía, el aparato dentoalveolar apical se observa muy similar al normal.⁴⁵

Algunos estudios han reportado evidencia de resorción dentinaria y cementaria.⁴⁵ Pero aparentemente esta resorción es ocasional y ligera. La formación del nuevo cemento puede ser sobre el cemento viejo, la dentina o cemento y dentina.³⁶ El nuevo cemento puede ser acelular o celular.⁴⁴ Después de un procedimiento de instrumentación mecánica se forma una capa de desecho, compuesta por material orgánico e inorgánico.⁴⁸ Esta capa de desecho actúa como una barrera para la unión del nuevo tejido conjuntivo con el cemento.⁴⁸ La cicatrización dentoalveolar apical, ocurre a un menor ritmo en comparación con la cicatrización ósea.³¹ Al parecer, este proceso se puede acelerar si la raíz reseca se desmineraliza con ácido cítrico.⁴⁸

Garrett y Stahl et al. Citados por Karring, Lindhe y Cortellini sugirieron que la desmineralización de la superficie radicular con exposición del colágeno dentinario, podía facilitar el depósito de cemento mediante inducción de las células mesenquimáticas del tejido adyacente para que se diferenciaron como cementoblastos.⁴⁹

Pero en el estudio de Bogle et al. Citado por Karring, Lindhe y Cortellini se evidenciaron varios especímenes con anquilosis y resorción radicular después de tratar con ácido cítrico las furcas de dientes de perro.⁴⁹

Craig y Harrison realizaron una investigación en raíces resacas de dientes de perros; ellos trabajaron con dos grupos, uno experimental al cual se les desmineralizó la raíz con ácido cítrico al 50% con un pH de 1, por 2 minutos y otro estándar que no recibió tratamiento con el ácido cítrico.⁴⁸

En el grupo experimental se observó aposición de cemento a los 12 días, a los 16 días el cemento recubría aproximadamente el 50% de la superficie reseca, mientras que el grupo estándar no mostró reparación del cemento a los 16 días incluso hasta los 45 días después y cuando éste fue observado, recubría menos del 50%. Posteriormente a los 45 días, se observó reformación del aparato de inserción y cicatrización dentoalveolar del grupo experimental; el grupo estándar no mostró estos mismos resultados.⁴⁸

La aposición de cemento es considerada como un paso crítico para la cicatrización dentoalveolar, la presencia de la capa de desecho puede interferir con la reparación del cemento y por consiguiente puede afectar la cicatrización.⁴⁸

Bajo condiciones ideales la cicatrización de la herida excisional culmina en una reformación del aparato de inserción apical y aposición de cemento sobre el material de obturación a retro. Ésta es una característica que pocas veces se ha observado en los materiales convencionales de obturación a retro, pero ha sido detectada rutinariamente en los estudios con Agregado Trióxido Mineral (MTA).⁵⁰

El tejido responsable de la cicatrización dentoalveolar es el que encapsula a la raíz reseca, el cual prolifera desde el ligamento periodontal. Este tejido tiene la capacidad genética de formar las estructuras necesarias, tales como, cemento, hueso alveolar, fibras colágenas.⁴⁸

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

4.11 Cicatrización ósea

Para el proceso de cicatrización ósea, también se pueden utilizar los términos de cicatrización por primera y segunda intención. La cicatrización por primera intención ocurre cuando existe una fractura incompleta y los bordes de la misma no se encuentran separados o cuando los extremos de la fractura son reaproximados y rígidamente estabilizados por el cirujano. Por el contrario, si los bordes se separan un milímetro o más la cicatrización será por segunda intención.⁴⁶ Cuando la cicatrización es por primera intención, se produce un pequeño tejido fibroso que rápidamente se osifica con una mínima formación de callo.⁴⁶ El callo es la estructura que une a los extremos fracturados del hueso el cual está compuesto de cantidades variables de tejido fibroso, cartilago y hueso.⁵¹

Si los bordes están separados, la cicatrización por segunda intención provocará la formación de mayor cantidad de tejido fibroso y por consiguiente un callo más grande.⁴⁶ Cuando un hueso se fractura los vasos haversianos del hueso y de la cavidad medular que cruzan la línea de fractura se rompen y el periostio y endostio se desgarran. Debido a la rotura de los vasos, se extravasa sangre y al mismo tiempo hay pérdida de la circulación y falta de abastecimiento sanguíneo local; por lo tanto, los osteocitos y la médula ósea mueren. El hueso muerto se extiende varios milímetros más allá de la línea de fractura.⁵¹ El tejido conjuntivo fibroso o callo que se forma en el sitio de la fractura requiere de un alto grado de vascularización para que finalmente ocurra la osificación. Si el suministro de oxígeno está comprometido se formará cartilago en lugar de hueso.⁵¹

Este cartilago posteriormente se calcificará y será sustituido por hueso esponjoso que luego se remodelará.

A los 4 días después de ocurrida la lesión, el endostio que recubre el trabeculado óseo en las profundidades de la herida excisional comienza a proliferar y migra hacia el coágulo. Poco tiempo después, el endostio además de recubrir el interior de la herida protege al tejido de granulación y encapsula el final de la raíz. Las células involucradas en este tejido son las células ectomesenquimatosas indiferenciadas, las células osteoprogenitoras, los preosteoblastos y los osteoblastos.⁴⁵ Tan sólo a los 6 días después de la cirugía comienza la formación de hueso.⁴⁵

Los bordes de la herida excisional se encuentran desvitalizados y por lo tanto las lagunas de la periferia se observan vacías, para el duodécimo y decimocuarto día ya presenta abundantes lagunas con osteocitos y el hueso medular ocupa casi la totalidad del defecto óseo. Entre la tercera y cuarta semana se ha observado que 3/4 a 4/5 de la herida se encuentran rellenos de trabeculado óseo con un periostio activo reparando la tabla cortical.⁴⁴ Es interesante que la aposición del hueso nuevo durante la cicatrización de la herida excisional, sea directamente sobre la cortical y el hueso medular desvitalizado. En contraste, durante la cicatrización de la herida diseccional, inicialmente se observa actividad osteoclástica antes de la osteoblástica debido a que no ocurre aposición ósea sobre el tejido desvitalizado.⁴⁴

En la octava semana disminuye el número de osteoblastos activos y el trabeculado óseo se aprecia más denso y abundante, el cual comienza a ser reemplazado por hueso laminar maduro. Para este momento, el endostio se puede observar idéntico al normal. El proceso de cicatrización de la herida excisional progresa desde la cara interna de la herida hacia la superficie externa ósea y es el endostio el principal responsable de la reparación ósea durante las primeras 8 semanas.⁴⁵ La reparación completa de la herida excisional, excepto la cortical ósea, es apreciable en la semana. El período de tiempo exacto necesario para que la tabla cortical complete su reparación es todavía desconocido.⁴⁵ La cicatrización del hueso alveolar es variable, debido a que algunas zonas presentan una delgada capa de hueso que limita la capacidad de regeneración.

En cuanto al hueso esponjoso o medular y al hueso cortical, tienen buena capacidad de reparación; pero si ambas corticales, vestibular y lingual, son destruidas la reparación deja una cicatriz que trae como consecuencia la persistencia en la radiografía de una imagen radiolúcida.⁴⁵

La cicatrización de la herida excisional se puede determinar en una radiografía evaluando la cantidad de regeneración ósea aparente.⁵⁰ En los casos de destrucción considerable de la cortical vestibular y lingual, usualmente no se completa la regeneración ósea y por lo tanto se desarrolla un denso tejido conjuntivo fibroso, lo que trae como consecuencia la formación de una cicatriz.⁵⁰ Desde el punto de vista histológico, la cicatriz apical está compuesta por una masa densa de tejido conjuntivo fibroso con gruesos haces de colágeno y fibrositos fusiformes.

En ocasiones se encuentran algunas células inflamatorias crónicas.⁵⁰ Rud, Andreasen y Jensen refieren que este fenómeno fue descrito en 1933 por Hammer y es común observarlo en los laterales superiores y no es un indicativo de fracaso endodóntico sino más bien otra forma de cicatrización.⁵²

Por otro lado, Baek y Kim refieren que probablemente debido a la lenta regeneración del hueso en comparación con los tejidos blandos, la cavidad ósea es ocupada por tejido blando por lo cual se forma un tejido cicatricial fibroso. Si este tejido fibroso se establece primero en la cavidad, es probable que actúe como una barrera que puede obstaculizar la formación de hueso.⁵³

Rud, Andreasen y Jensen encontraron con mayor frecuencia la formación de cicatriz apical en los pacientes comprendidos entre 20 y 49 años de edad. También observaron que los dientes con evidencia radiográfica de periodontitis apical crónica (para el momento de la cirugía), eran más propensos a presentar inflamación periapical en los controles postoperatorios.⁵² La cicatrización ósea es producto de la proliferación del endostio.⁴⁸ En un estudio en el cual a un grupo se le realizó desmineralización de la superficie radicular y al otro no, se observó que la cicatrización progresó en ambos, indicando que la cicatrización del hueso no depende completamente de la cementogénesis.⁴⁸ En conclusión, la cicatrización ósea idealmente culmina con la reformación del trabeculado y cortical. El tejido responsable de esta cicatrización es el endostio el cual prolifera de los bordes de la herida excisional. Este tejido también contiene la información genética para formar hueso nuevo.⁴⁸

Sin embargo, la cicatrización ósea no termina con el relleno completo del defecto en el hueso, el hueso recién formado tiene que ser remodelado y madurado para alcanzar el aspecto característico del sitio en cuestión.⁵⁴

4.12 Interacción entre cemento y tejidos.

La resección y obturación apical a retro tienen como objetivo, lograr un sellado impermeable que evite la salida de cualquier agente nocivo, real o potencial, desde el sistema de conductos radiculares hacia los tejidos perirradiculares.⁵⁵

Al realizar una apicectomía se remueven hueso y cemento necrosados y los irritantes provenientes de los conductos radiculares. lo que facilita el proceso de reparación.⁴²

Los materiales de obturación a retro son variados, se han propuesto la gutapercha, resina compuesta, ionómeros de vidrio, amalgama, cementos de ácido ethoxybenzoico (EBA), cementos de poliacrilato, cavit, cementos de óxido de zinc, entre otros.⁵⁶

Hasta ahora ninguno de estos materiales ha demostrado predeciblemente la regeneración del periodonto a todo lo largo de la superficie radicular.⁵⁶ Recientemente el MTA se ha sugerido como un material potencial de obturación apical a retro. Ya que experimentalmente se ha observado aposición de cemento sobre la superficie reseca y este material obturador.⁵⁷

Los estudios clínicos generalmente se refieren al uso de la amalgama como material de obturación a retro. Aunque recientemente ha habido interés en buscar materiales alternativos a la amalgama debido a que ésta posee una pobre capacidad de sellado, alto potencial de corrosión, sensibilidad a la humedad, pigmentación de los tejidos duros y blandos, toxicidad y tasa de éxito clínico baja.⁵⁸

En un estudio en el cual se evaluaron 1.000 dientes tratados quirúrgicamente, se observó que aquellos dientes que presentaban obturaciones a retro de amalgama, fracasaron cuatro veces más que los dientes obturados de manera ortógrada con gutapercha (83% de completa cicatrización).⁷² Aparentemente la tasa de éxito de los dientes obturados a retro con amalgama es menor que los obturados de forma convencional con gutapercha.⁵⁸ Pitt Ford observó que después de reimplantar dientes de monos a los cuales se les realizaron apicectomías y obturaciones apicales a retro con IRM o amalgama. El 60% de los obturados con IRM presentaron inflamación apical con extensión no mayor a 0,1mm alrededor de la raíz; mientras que en el 92% de los obturados con amalgama se evidenció inflamación de moderada a severa y el 67% mostró una extensión mayor a 0,5mm.⁵⁹

La respuesta tisular al material de obturación a retro IRM después de 2 meses, fue significativamente menos severa y extensa que la observada con la amalgama. Por lo tanto, el éxito de una obturación a retro de amalgama en dientes reimplantados debería estar cuestionado.⁵⁹ En un estudio posterior, Pitt Ford y col. examinaron histológicamente el efecto de varios cementos a base de óxido de zinc y eugenol como materiales de obturación a retro en dientes de monos reimplantados.

Se concluyó que la respuesta tisular del IRM, IRM con virutas de dentina, Súper-EBA y Cavit, fue menos severa que la observada con un cemento de óxido de zinc y eugenol, y Kalzinol. Pero todos estos materiales tuvieron una respuesta tisular más favorable que la amalgama.⁵⁹ La agregación de virutas de dentina al IRM se realizó en una tentativa de inducir la aposición de cemento sobre la superficie de la raíz obturada a retro. Aunque ningún espécimen exhibió tal respuesta, la aposición de cemento ha sido observada en otros estudios.⁵⁹ El IRM o material de restauración intermedia, ha sido recomendado como material para obturar a retro cavidades en endodoncia debido a su biocompatibilidad, integridad marginal y reportes de éxito. Estudios clínicos recientes indican que el IRM es significativamente más exitoso que la amalgama, aparentemente la amalgama no permite una adecuada cicatrización debido a que no provee un adecuado sellado a las bacterias.⁵⁹

Dorn y Gartner, evaluaron radiográficamente en un período de 6 meses a 10 años posquirúrgicos, 488 casos que recibieron cirugías apicales, los resultados arrojaron una tasa de éxito con Súper-EBA de 95%, IRM 91%, y amalgama de 75%. No hubo diferencias estadísticas significativas entre el IRM y Súper-EBA.⁶⁰

En un estudio se realizó la evaluación radiográfica y microscópica de dientes de perros que recibieron cirugías apicales que incluían la resección apical con obturación ortógrada de gutapercha y resección apical con obturación a retro de IRM o amalgama; el periodo de evaluación fue de 10 a 45 días.⁶¹

Los resultados mostraron que no hubo inhibición de la cicatrización ósea ni dentoalveolar asociada a estos materiales. Pero hay que considerar que el procedimiento fue efectuado en animales, con controles postoperatorios muy cortos (10 a 45 días) y sin lesiones perirradiculares previas a la cirugía. Además, estos estudios en animales de experimentación han demostrado una rápida cicatrización ósea, mientras que el ritmo de cicatrización de este tejido en los seres humanos, aún no se ha podido determinar por completo.⁶¹

El uso de IRM como material de retroobtención ha demostrado éxito clínico, y ha exhibido una aceptable reparación del tejido periapical.⁶¹

El objetivo final después de realizar una resección y obturación retrógrada apical, es lograr la cicatrización del aparato de inserción apical,⁴⁸ la cual incluye la aposición de cemento sobre el material de retroobtención.⁵⁰ Ésta es una característica que pocas veces se ha observado en los materiales convencionales de retroobtención, pero ha sido detectada en los estudios con Agregado trióxido Mineral.⁵⁰

Torabinejad y col. evaluaron en perros, la respuesta de los tejidos periapicales después de realizar cavidades a retro y obturarlas con MTA y amalgama. La evaluación histológica después de 10 y 18 semanas evidenció, que los casos obturados con MTA presentaban menor extensión y severidad de la inflamación, mayor aposición ósea y frecuente aposición de cemento sobre el material.⁶²

En otro estudio también realizado por Torabinejad en monos, el examen histológico de los tejidos periapicales 5 meses después de haber realizado retroobturaciones con MTA y amalgama, demostró la formación de una capa completa de cemento sobre el MTA en todos los especímenes evaluados. También se evidenció ausencia de inflamación en el 83% de los casos obturados con MTA.⁶³

Al parecer la capacidad de sellado y adaptación marginal del MTA es superior a la amalgama, IRM y Súper-EBA. Aunque el mecanismo de formación del cemento sobre el MTA no está muy claro, al parecer, el MTA activa a los cementoblastos, lo que podría inducir la cementogénesis.⁶³

Andreasen fue el primero en reportar el modelo de aposición del cemento en superficies radiculares no desmineralizadas, él evaluó en un estudio histológico, la discrepancia que podía existir durante la reparación del cemento después de un procedimiento quirúrgico endodóntico. En este estudio no solo trabajó con dientes resecaos y obturados a retro, sino que también utilizó dientes a los cuales sólo se les realizó la resección apical.⁶⁴

Durante esta evaluación histológica él encontró que el tejido blando adyacente a la superficie del cemento podía ser de siete tipos.⁶⁴

Es por esto que Andreasen concluyó que existió una asociación importante entre el cemento reparado y la formación de fibras periodontales funcionales. Por lo tanto, este hallazgo apoya a la creencia de que la función principal del cemento radicular, es el anclaje de las fibras del ligamento periodontal y si las fibras no están presentes, el cemento no es aprovechado.⁶⁴

Esto pudiera explicar porque algunos dientes incluso varios años después, en presencia de tejido cicatricial, no muestran reparación del cemento por completo. Aparentemente, el tipo de disposición de las fibras del ligamento periodontal, también tiene importancia.⁶⁴

CAPÍTULO 5
Citotoxicidad del MTA

Capítulo 5

Citotoxicidad del MTA

Consideraciones Previas

Este capítulo se enfoca en las pruebas que se han realizado para medir la toxicidad del MTA. Veremos que muchas de estas pruebas son a nivel celular. Y que algunos estudios se centran en estudiar la citotoxicidad de manera individual y otros usan métodos comparativos, los cuales son necesarios para justificar su uso sobre cualquier otro material.

5.1 Citotoxicidad

Los materiales usados en endodoncia, frecuentemente son colocados en contacto íntimo con el tejido duro y blando del periodonto. Esto es particularmente cierto para las sustancias usadas como material de retroobtusión. Por lo tanto, es esencial que un material de retroobtusión no sea tóxico y sea biocompatible con los tejidos circundantes.⁶⁵

La toxicidad de un material de obturación apical se evalúa generalmente utilizando tres pasos: 1°. Se investiga el material utilizando una serie de ensayos de citotoxicidad in Vitro, 2°. Se determina que el material no es citotóxico in vivo, por medio de su implantación en el tejido subcutáneo o en el músculo y se evalúa la reacción tisular local. 3°. La reacción in vivo del tejido blanco versus el material de prueba se debe evaluar en sujetos humanos o animales.⁶⁶

Los resultados de las pruebas de citotoxicidad in Vitro pueden no correlacionarse altamente con los obtenidos in vivo. Sin embargo, se puede asegurar que, si un material de prueba induce constantemente una fuerte reacción citotóxica en las pruebas de cultivo celular, es muy probable que también ejerza toxicidad en el tejido vivo.⁶⁷

La citotoxicidad es una de las pruebas más comúnmente usadas in Vitro para evaluar la biocompatibilidad. Es una prueba simple, rápida y de bajo costo y da una indicación valorable sobre cuales materiales deberían ser descartados o sujetos a evaluaciones posteriores. Muchos métodos han sido usados para determinar la citotoxicidad de varios materiales dentales. Estos métodos involucran la observación de la inhibición del crecimiento celular, pruebas de permeabilidad de membrana, pruebas de actividad enzimática o el registro de injuria y/o muerte celular.⁶⁶

Las pruebas de permeabilidad de membrana y de crecimiento celular evalúan viabilidad celular de acuerdo al halo de inhibición de crecimiento o al grado de penetración de colorantes. Estas se ven afectadas de acuerdo al material que se analice, pues existen cementos que reaccionan por mecanismos de disociación iónica, provocando la entrada inequívoca de iones y la apertura de los canales de membrana, alterando posiblemente los resultados. La prueba de mayor confiabilidad para evaluar la actividad biosintética o actividad enzimática, es el MTT. En ésta prueba, la deshidrogenasa mitocondrial (enzima de todas las células vivas), oxida la molécula amarilla de MTT generando una coloración azul de diferentes intensidades de acuerdo con el grado de viabilidad de la célula.

El MTT es el mejor método y el más confiable para evaluar citotoxicidad. Además se puede utilizar en la evaluación de cualquier tipo de cemento.⁶⁹

Los materiales dentales pueden ser evaluados mediante pruebas In Vitro, las cuales son pruebas que permiten un estudio rápido, reproducible, poco costosa, relativamente simple, aunque su analogía en cavidad oral no es del 100%, ya que no se evidencia la respuesta biológica exacta del organismo. Otra forma de evaluar los materiales dentales es a través de estudios en animales In vivo las cuales se realizan directamente sobre mamíferos, por lo que la respuesta biológica es más significativa que las pruebas In Vitro; sin embargo estas son pruebas más costosas y requieren de mayor tiempo. Finalmente se encuentran las pruebas de evaluación clínica las cuales son más concluyentes y relevantes, pero requieren de más tiempo son mucho más costosas y tienen implicaciones ético-legales.⁶⁹ Las pruebas se han identificado como pruebas iniciales o primarias las cuales incluyen las pruebas de citotoxicidad y las de mutagenicidad o carcinogénesis. Las pruebas de citotoxicidad permiten evaluar el efecto de los materiales sobre poblaciones celulares.⁷⁰ Dichas pruebas permiten estudiar el metabolismo celular, permiten analizar de forma rápida y económica varias muestras y permiten su cuantificación; sin embargo presentan algunas desventajas ya que no permiten evaluar más de un tipo celular y no permite medir reacciones a largo plazo de algunos procesos orgánicos importantes como la respuesta inflamatoria o inmunológica.⁷⁰

Dentro de las pruebas de citotoxicidad que se encuentran en directo contacto con el tejido celular se encuentran las pruebas sobre número y crecimiento de las células las cuales pretenden medir el crecimiento celular o la zona de inhibición que puede presentarse en un cultivo celular luego de ser colocado el material dental.⁷¹

Las pruebas de permeabilidad muestran la facilidad de un colorante para penetrar al interior de la célula utilizando dos tipos de colorantes: los vitales que se transportan activamente al interior de las células en donde éste puede quedar retenido si las células están vivas o puede ser expulsado del interior celular si la célula ha muerto. Los colorantes no vitales no son transportados activamente al interior de la células si ésta se encuentra viva y en contraste es captado internamente en caso de muerte celular.⁷¹

Las pruebas de actividad biosintética o enzimática actúan a nivel del DNA midiendo la radiación Beta por medio de un contador de rayos beta. Una de las más importantes y más exacta como ya se había señalado anteriormente es la prueba de MTT la cual mide la actividad de deshidrogenasa mitocondrial de la célula por medio de la molécula de MTT y determinando la cantidad de formazan producido para observar el número de células viables.⁷¹ Existen otras pruebas que miden la citotoxicidad cuando el material no está colocado directamente sobre el cultivo celular para semejar algunas situaciones clínicas de la aplicación de estos materiales. La prueba de cubierta de agar permite la difusión de sustancias tóxicas de los materiales dentales a través del agar.⁷²

Las pruebas de barrera dentinaria, permiten que la dentina y sus túbulos sirvan como una barrera a través de la cual podrán pasar sustancias de los materiales dentales.⁷³

Las pruebas de mutagenicidad permiten valorar los efectos de los materiales sobre el material genético celular. Las más conocidas son la prueba de Ames y la prueba de transformación celular de styles.

Las pruebas secundarias o intermedias permiten medir los niveles de reacciones inflamatorias o de respuestas inmunitarias frente a un material. La prueba de irritación de mucosas permite determinar si un material puede inflammar mucosas o piel erosionada y por lo general se coloca en contacto de las mejillas de un hámster o de un conejo y luego se realiza una muestra histopatológica para observar los resultados. La prueba de sensibilización cutánea muestra la capacidad que tiene un material de comportarse como un alérgeno para el organismo. El material se coloca vía intradérmica en animales o en forma de parches o adhesivos para luego mirar si hay formación de edema o eritema. Y la prueba de implantación determina la alérgenicidad, inflamación crónica o formación de tumores, por lo general el material se coloca en tubos de polietileno que se implantan en el dorso de los animales se dejan 1 a 11 semanas o de 1 a 2 años para luego ser analizados histopatológicamente.⁶⁹

Las últimas pruebas que se utilizan para determinar la biocompatibilidad de un material son las terciarias o pruebas de uso; las cuales se realizan en animales y humanos una vez ya se hayan realizado pruebas primarias, secundarias y una aprobación del comité internacional ético-legal.⁶⁹

La biocompatibilidad de los materiales utilizados en endodoncia, es de especial interés ya que muchos de sus componentes pueden llegar a producir irritación o hasta degeneración de los tejidos circundantes. En el caso de los cementos selladores utilizados, la biocompatibilidad con los tejidos es decisiva ya que estos quedan en contacto directo, especialmente cuando son extruídos hacia los tejidos periapicales.⁷⁴ Varias investigaciones han observado la citotoxicidad de los más comunes cementos selladores encontrando que los cementos a base de óxido de zinc-eugenol presentan un alto nivel de citotoxicidad; en contraste con los cementos a base de hidróxido de calcio que han ganado popularidad por su compatibilidad biológica con los tejidos periapicales.⁷⁵

5.2 Pruebas de Citotoxicidad en MTA

Karl Keiser comparó la citotoxicidad del MTA, Súper-EBA y amalgama, utilizando pruebas de la actividad enzimática de la deshidrogenasa mitocondrial en cultivos primarios de fibroblastos humanos del ligamento periodontal. Se evaluaron dos grupos; en uno se evaluó en mezcla fresca, y en otro a las 24 horas y a diferentes concentraciones del material; para observar si el grado de concentración es directamente proporcional al grado de citotoxicidad.

En la mezcla fresca a bajas y altas concentraciones, el Súper-EBA fue el más citotóxico seguido de la amalgama y el MTA. El MTA es menos tóxico para las células del ligamento periodontal que el Súper-EBA en todas las concentraciones tanto en la mezcla fresca como a las 24 horas.⁷⁶ Rosa María Osorio realiza un estudio in Vitro con fibroblastos gingivales humanos, para evaluar la citotoxicidad del Endomet, CRSC y el AH26 como cementos de obturación y la amalgama, gallium GF2, ketac Silver, MTA y el Súper-EBA como materiales de obturación retrógrada, utilizando el MTT. Los resultados mostraron que el MTA y el galium GPF2 son los menos citotóxicos; en contraste con el Súper-EBA, la amalgama y el Ketac silver que mostraron alta citotoxicidad.⁷⁷ Los ensayos de citotoxicidad in Vitro muestran que todos los materiales de obturación retrógrada son potencialmente citotóxicos, sin embargo estos estudios son limitados, ya que utilizando estos métodos de evaluación, se ignora la capacidad de respuesta inmunológica y celular de un tejido in vivo.

Debido a la limitación que presentan las pruebas de citotoxicidad, se recomiendan las técnicas de implantación subcutánea in vivo e intraósea en pequeños animales de laboratorio.⁷⁸

Las pruebas de implantación utilizan vehículos como los tubos de poliuretano, teflón y polivinilo, entre otros, los cuales se rellenan con los materiales y se implantan para observar la reacción tisular.⁷⁹

Mcaree & Ellender compararon la biocompatibilidad del Súper-EBA, el ionómero ketac silver, amalgama, cemento de óxido de zinc y el AH26 libre de plata mediante implantación subcutánea en ratas. Inicialmente el óxido de zinc, la amalgama y el Súper-EBA, fueron asociados con inflamación moderada. A los 100 días éstos materiales y el ketac silver, fueron encapsulados por tejido conectivo fibroso. El AH26 fue asociado con necrosis, inflamación persistente y formación de tejido de granulación.⁸⁰

Para evaluar la reacción ósea al IRM, el Súper-EBA y la amalgama, Olsen y col implantaron éstas sustancias en tibias de rata y las observaron histológicamente de los 7 hasta los 100 días. Alrededor de las cubiertas de teflón que contenían IRM o amalgama, se produjo una reparación completa, mientras que los especímenes con EBA presentaron mayor inflamación a los 56 días. A los 100 días la reparación también progresó en el grupo del cemento EBA con una baja presencia de leucocitos. Basados en estos resultados, los autores aseguran que el IRM y el EBA son alternativas biológicas más aceptables a la amalgama.⁸¹

Torabinejad realiza un estudio para examinar la reacción tisular a la implantación del IRM, MTA, la amalgama y el Súper-EBA en tibias y mandíbulas de 20 cerdos. Los materiales fueron empacados en tubos de teflón e implantados en las tibias y 10 días después, en las mandíbulas. Los animales fueron sacrificados 80 días después y el tejido fue preparado para el análisis histológico. En el estudio se analizó la presencia de inflamación y el tipo celular predominante (macrófagos, linfocitos y células gigantes multinucleadas) y el espesor del tejido conectivo fibroso adyacente al implante.

La reacción del tejido al MTA fue la más favorable de los materiales evaluados. No se observó inflamación adyacente a los implantes en ninguno de los dos tejidos. Se observó formación de tejido duro adyacente al MTA en 5 de 11 especímenes de tibia.

Los implantes de amalgama mostraron una reacción inflamatoria leve con predominio de leucocitos polimorfonucleares y macrófagos. Se observó formación de tejido duro en 1 de 15 especímenes. La reacción del Súper-EBA y el IRM fue intermedia entre el MTA y la amalgama. Se observó la formación de tejido blando alrededor de todos los especímenes.⁷⁸ Estos autores afirman que la ausencia de inflamación y la alta incidencia de formación de tejido duro alrededor de los implantes con MTA, confirman la biocompatibilidad del mismo⁷⁸ y corroboran los resultados de investigaciones previas sobre el MTA, cuando es utilizado como material de obturación o retroobturación y como material para recubrimiento pulpar directo.⁸²

En otro estudio realizado en 40 ratas por Holland y col. se evaluó la reacción del tejido conectivo subcutáneo ante la implantación de dientes con conductos radiculares obturados con MTA e hidróxido de calcio. Los especímenes fueron preparados para el análisis histológico con luz polarizada y la técnica de calcio Von Kossa. En este experimento se observó cristales y un tejido calcificado que asemeja una barrera en la entrada de los túbulos. Esta deposición de cristales dentro de los túbulos dentinarios podría ser responsable de la menor permeabilidad de la dentina, después del empleo del hidróxido de calcio. Los mismos resultados reportados para el hidróxido de calcio, se observan con el MTA en este experimento.

Los resultados de los estudios de implantación muestran que los materiales de obturación causan inicialmente inflamación moderada a severa, como resultado del trauma quirúrgico y también por la liberación de sustancias antigénicas de estos materiales, la cual disminuye con el tiempo.⁷⁸

5.3 Respuesta del Periápice al MTA, IRM, Súper-EBA y Amalgama.

Para examinar la respuesta del tejido perirradicular a los potenciales materiales de retroobtención, los conductos de los animales experimentales son limpiados, instrumentados y obturados; después se les realiza resección apical y la preparación cavitaria apical, posteriormente son sellados con los respectivos materiales que se van a evaluar. Los animales son sacrificados y sus tejidos perirradiculares son examinados histológicamente para determinar la biocompatibilidad de los materiales evaluados en diferentes intervalos de tiempo.⁸²

En estos tipos de estudios se utilizan animales como perros, monos y roedores.⁸² La defensa del organismo, frente a los microorganismos extraños, como los virus, las bacterias y otras sustancias antigénicas, está mediada por una inmunidad natural o innata y otra específica o adquirida. Las fases efectoras de ambas están influenciadas en gran parte por las llamadas "citoquinas", que regulan la respuesta inmune.

Con la finalidad de evaluar las respuestas inmunológicas desencadenadas por el MTA, Koh y col. realizan un estudio, comparando el MTA y el polimetilmetacrilato (PMA), para examinar una población estandarizada de células y determinar los cambios en la producción de las citoquinas, la osteocalcina y los niveles de fosfatasa alcalina; además de evaluar la adherencia de las células a los materiales experimentales. Los resultados muestran que las células sobre el MTA se observan muy próximas y crecen sobre la estructura amorfa no cristalina (fosfatos), y las áreas de óxido de calcio sólo muestran un pequeño ingreso de las células. Se encontró, que aparentemente la fase de fosfato de calcio del MTA, proporciona un sustrato que favorece el ingreso de los osteoblastos.⁸³

En otra investigación realizada por Koh y col. se estudió la citomorfología de los osteoblastos y la producción de las citoquinas en presencia del Agregado Trióxido Mineral (MTA) y el Material de Restauración Intermedia (IRM). La respuesta tisular ante el IRM se caracteriza por la redondez y menor número de células, indicando que es un material tóxico. El componente tóxico del IRM es el eugenol. El MTA al parecer, ofrece un sustrato biológicamente activo para las células óseas y estimula la producción de las citoquinas.⁸³ El MTA parece ofrecer un sustrato propicio en la activación de los osteoblastos y puede estimular la formación de fosfato de calcio; que favorece la comunicación con el contenido celular. Esta fase, no presenta cristales de hidroxiapatita al análisis del microscopio electrónico, lo que ocasiona un cambio en el comportamiento celular, para estimular el crecimiento óseo sobre el sustrato.⁸³

Pitt Ford, examina el efecto del IRM y la amalgama como materiales de retroobtención posterior a la reimplantación en 42 raíces de molares inferiores de monos. Seguida la extracción, y la contaminación de los conductos con la flora oral de los monos y la colocación del IRM o amalgama como materiales de retroobtención, los dientes fueron reimplantados y los tejidos examinados después de ocho semanas. Se demostró que 18 de las raíces (60%), estaban asociadas a inflamación moderada y a inflamación severa alrededor de 17. La respuesta del tejido a la retroobtención con IRM en dientes reimplantados fue menos severa y menos extensa que para la amalgama.⁵⁹ Usando una técnica quirúrgica similar Pitt Ford y col. investigaron la respuesta del tejido perirradicular a retroobturaciones de Súper-EBA en ocho raíces de monos reportando una respuesta inflamatoria media.⁵⁹

Torabinejad, Pitt Ford y col. evaluaron la respuesta histológica del tejido perirradicular al MTA comparándolo con la amalgama en dientes incisivos superiores de tres monos. La pulpa fue removida y los conductos fueron preparados y obturados con gutapercha y condensación lateral y el acceso a la cavidad fue obturado con amalgama. La mitad de las raíces fueron obturadas con el MTA como material de retroobtención y la amalgama fue colocada en el resto de las cavidades.

Después de cinco meses la respuesta del tejido perirradicular se evaluó histológicamente. Los resultados mostraron que no existía inflamación perirradicular adyacente a 5 de 6 raíces obturadas con el MTA, además éstas formaron una completa capa de cemento sobre la obturación.

En contraste, todas las obturaciones con amalgama mostraron inflamación perirradicular y no se observó formación de cemento. Basados en estos resultados y en previas investigaciones recomiendan el MTA como material de retroobtusión en humanos.⁶³

Cuando se evaluó histológicamente en perros beagle el MTA presentó menos inflamación y más aposición ósea que la amalgama. Aunque estos reportes sugieren que el MTA es un material de retroobtusión promisorio, la cantidad de datos existentes concernientes al MTA es muy limitada en comparación con los materiales estándar de retroobtusión.⁸⁴

Analizando los estudios anteriormente mencionados se observa que el periápice muestra un patrón similar de respuesta y reparación al MTA, a la amalgama y a los cementos reforzados de óxido de zinc eugenol consistente en extravasación de las células sanguíneas, presencia de restos celulares en el tercio apical, infiltrado de los polimorfonucleares neutrófilos (PMN).

Esta acumulación de las células blancas es un mecanismo de defensa para favorecer la fagocitosis de irritantes los cuales pueden ser microorganismos, el tejido inflamado o necrótico o simplemente restos.^{82, 83, 85}

Los vasos sanguíneos del ligamento periapical se dilatan y se llenan de las células sanguíneas rojas. El edema causa separación de las fibras periodontales periapicales. Puede ocurrir una infiltración media de PMN en el ligamento periodontal. En un corto tiempo puede ocurrir reabsorción apical y del tejido óseo circundante.⁸⁶

Después de la inflamación inducida por los materiales de retroobtención se desarrolla una inflamación crónica en la vecindad del foramen apical con migración gradual de fibroblastos del ligamento periodontal al sitio de la injuria. Hay reemplazo del coágulo sanguíneo por tejido conectivo fibroso neoformado. Por eso el coágulo sanguíneo se considera un factor importante en la reparación. El tejido conectivo de granulación que se forma es rico en capilares, fibroblastos y células inflamatorias crónicas correspondiendo a una fuente sanguínea, nerviosa, celular importante para la reparación.⁸³

Las características de sellado, la adaptación marginal y las pruebas de citotoxicidad *in Vitro*, las pruebas de uso e implantación en animales experimentales son altamente significativas para eliminar, materiales con grados inaceptables de filtración y altos niveles de citotoxicidad. Estas pruebas son prerequisite y no sustitutos de estudios clínicos. La comparación clínica de los materiales de retroobtención bajo condiciones similares quirúrgicas y postoperatorias debe ser el método más relevante para la evaluación del uso clínico y de su eficiencia a largo plazo. La amalgama es el material más comúnmente usado y siempre es el estándar para la comparación. Sus desventajas como la corrosión, la expansión controlada (con la eliminación del zinc), la filtración, toxicidad a corto plazo y la pigmentación de los tejidos podrían, ser argumentos válidos en contra de su uso clínico.

A pesar de estos problemas, su citotoxicidad es generalmente considerada como aceptable clínicamente siempre y cuando se realice una adecuada técnica de colocación controlando la humedad y que la profundidad de la preparación no sea menor de tres milímetros para lograr una buena retención en la cavidad.

El tatuaje por amalgama es relacionado a un descuido en la manipulación y colocación del material. A largo plazo, no se han observado efectos tóxicos locales y sistémicos. Es un material con gran evidencia clínica de reparación y compatibilidad a largo plazo.^{10, 87} La amalgama ha sido usada con éxito como un material de obturación coronal en el medio intraoral a pesar de la presencia de fluidos, bacterias, dieta, fuerzas mecánicas, el medio húmedo y los cambios de temperatura y de pH. En el tejido periapical no se presentan muchas de estas condiciones lo que nos lleva a pensar que ofrece buenos resultados en esta situación clínica.¹⁰ Los cementos reforzados con óxido de zinc como el Súper-EBA y el IRM inducen una toxicidad media a moderada en mezcla fresca probablemente por la liberación sostenida de eugenol; su citotoxicidad disminuye rápidamente después de su colocación siempre y cuando haya buena manipulación de éste. A largo plazo el potencial inflamatorio parece ser mínimo.⁸⁸

El Súper-EBA ofrece un sellado óptimo, un mínimo de toxicidad tisular y unas buenas características de manipulación cuando se mezcla de una forma adecuada lo cual es difícil, ya que requiere de más esfuerzo y práctica que la mayoría de los materiales de retroobtusión. En estudios a largo plazo (más de tres años), se observa disolución parcial o completa de estos cementos por lo cual han entrado en desuso.²⁵

En el cemento Súper-EBA se ha incrementado la radioopacidad con la adición de partículas metálicas o sustancias radioopacas pero esto puede alterar sus propiedades físicas y mecánicas y por ende se deberían evitar.⁸⁹

El MTA es un material de retroobturgación que ha recibido mucha atención recientemente. Es aparentemente igual o superior a los otros materiales con respecto a su filtración, citotoxicidad y adaptación marginal. Estudios en animales han demostrado una mínima inflamación y una reparación alrededor de la retroobturgación con el MTA.⁸⁸ La formación de cemento y fibras del ligamento periodontal han aparecido adyacentes al MTA. Su fuerza compresiva y solubilidad una vez fraguado son adecuadas y similares a los cementos reforzados de óxido de zinc-eugenol. Su manipulación requiere práctica y su tiempo de fraguado es muy lento aproximadamente tres horas. Además el sangrado en el campo operatorio puede interferir en su colocación.¹⁰ Éste se ha reconocido comercialmente pero su exposición a fluidos titulares en estudios de éxito a largo plazo en humanos es desconocido.¹⁰ Todos los materiales de retroobturgación muestran un alto índice de éxito a pesar de su gran potencial citotóxico.⁷⁸

Conclusiones

Conclusiones.

Existen una gran cantidad de materiales dentales, los cuales a su vez se clasifican de acuerdo a su uso clínico y composición. Se sabe que cada uno de ellos tuvo que cumplir una serie de requisitos para su aprobación, y que aún en las pruebas más rigurosas hay un margen de tolerancia, esto hay que resaltarlo, ya que todavía no existe el material que se considere como ideal. Un ejemplo claro, es el de las resinas, las cuales sufren una contracción al ser polimerizadas, aunque en la actualidad los fabricantes han desarrollado mecanismos para reducir y controlar esta contracción, aún no se ha podido eliminar por completo, pero son de amplio uso en la actualidad. Las normas que regulan a los materiales dentales varían según sea su área de aplicación.

Los materiales dentales distan de ser perfectos, no existe aquel que sea libre de producir algún grado de inflamación, pero se sabe que a pesar de presentar algunas desventajas, estas son hasta cierto punto justificables, pues son más los beneficios que se obtienen al aplicarlos. Los materiales dentales son evaluados mediante pruebas In Vitro pero sabemos que no permiten evaluar más de un tipo celular y no permite medir reacciones a largo plazo de algunos procesos orgánicos importantes como la respuesta inflamatoria o inmunológica

En el caso del MTA, los estudios demuestran que dentro de los cementos que interactúan con tejidos periradiculares es el menos tóxico, a pesar de que su endurecimiento tarda entre 3 a 4 horas, este no parece afectar de una manera importante a los tejidos con los que se encuentra en contacto, pues no se ha encontrado evidencia de que a pesar de ser tan prolongado este proceso, produzca algún tipo de daño, pero si se sabe que le confiere una menor contracción, evitando así posibles microfiltraciones.

Se sabe que estimula de manera importante a la proliferación de cementoblastos y a la recalcificación, por crear condiciones ideales para las células encargadas de varios procesos regenerativos. Esta interacción tan íntimamente relacionada a la regeneración de tejido, demuestra que la toxicidad que se presenta durante el endurecimiento del MTA no produce cambios en la estructura y función de las células con la que esta en contacto, y de ser así tales interacciones no producen un daño irreversible.

Una vez que el MTA alcanza su endurecimiento máximo su pH se estabiliza en 12.5, lo cual produce una superficie estable para iniciar una regeneración. Todas estas características han hecho que algunos investigadores le den el título de material ideal, sin embargo hay otro grupo de investigadores que todavía se abstienen de considerarlo como tal, pues hacen referencia al factor tiempo como el único que podría confirmar o desacreditar tal aseveración.

Un ejemplo claro de esta noción es la del hidróxido de calcio, cuyas características lo colocaban como material ideal, pero actualmente se sabe que después de un tiempo de estar en contacto con dentina es reabsorbido, dejando un espacio donde solía estar e interrumpiendo el sellado que proporcionaba. Otro estudio demostró que el hidróxido de calcio no es el responsable de la formación del puente dentinario ya que se comprobó que el calcio sistémico lo conforma, pues al inyectarse calcio radioactivo al torrente sanguíneo después de haber hecho un recubrimiento pulpar directo con hidróxido de calcio y más tarde analizar el puente que se había formado, se constató que estaba constituido por el calcio radioactivo.

No con esto se desacredita al hidróxido de calcio, pero es importante puntualizar que conforme pasa el tiempo nuevas líneas de investigación se abren y es posible que muchas de las ideas que actualmente hay sobre cualquier cemento llámese MTA, Súper-EBA etc. pudieran cambiar, hasta el punto de prohibir su uso. Cabe aclarar que el factor tiempo es una variable que no podemos controlar y que muchos de los resultados que obtenemos de investigación seria pueden resultar contradictorios en unos cuantos meses. Las investigaciones de citotoxicidad in Vitro muestran que todos los materiales de obturación retrógrada son potencialmente citotóxicos, sin embargo estos estudios son limitados, pues al utilizarse estos métodos de evaluación, se ignora la capacidad de respuesta inmunológica y celular de un tejido in vivo, por otro lado en las pruebas in vivo se observa que la interacción cemento-tejido sea lo más libre de efectos adversos, pero recordemos que en seres humanos no existen las mismas variables para todos, ya que el genoma de cada uno puede hacer que tal interacción sea perfecta o perjudicial.

Desde la aprobación del MTA en 1998 por la FDA para uso odontológico, se han realizado una serie de publicaciones encaminados a su estudio, y concluyen que aunque el MTA presenta algún grado de citotoxicidad es actualmente el material que menos efectos tóxicos produce en su interacción con tejidos periradiculares en comparación con otros materiales.

Cabe señalar que estas cualidades también las presenta el cemento Pórtland, cuyo uso no es odontológico, y que algunos estudios han confirmado que los tejidos periradiculares responden de manera favorable a este cemento, debido a que la reacción tisular es similar a la presentada con MTA. Se ha confirmado que comparten varios de sus componentes principales, lo cual ha resultado en un rango de éxito similar al obtenido con el MTA, lo cual abre nuevas líneas de investigación.

Referencias Bibliográficas

1. Cohen, S. Burns, R.C. Vías de la pulpa Octava Edición 2002 Ed. Mosby, 290.300
2. Grossman, Louis. ENDODONTIC PRACTICE. 11th. ed. Lea & Febiger. Philadelphia. 1988: 242- 270.
3. Soares, Goldberg, Endodoncia técnica y fundamentos, 2002 Ed. Panamericana 153
4. Fogel, H., Peikoff, M. Microleakage of Root-End Filling Materials. JOE, 2001, 27: 456-8.
5. Johnson, B. Considerations in the selection of a root-end filling material. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1999, 87: 398-404.
6. Pantschev, A., Carlsson, A., Andersson, L. Retrograde root filling with EBA cement or amalgam. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1994, 78: 101-4.)
7. Rud, J., Munksgaard, E., Andreasen, J., Rud, V., Asmussen, E. Retrograde root filling with composite and a dentin-bonding agent. Endod Dent Traumatol, 1991, 7: 118-25.
8. Olson, A., MacPherson, M., Hartwell, G., Weller, N., Kulild, J. An In Vitro evaluation of injectable thermoplasticized gutta-percha, glass ionomer, and amalgam when used as retrofilling materials. J Endod, 16: 361-4.
9. Aqrabawi, J. Sealing ability of amalgam, Super-EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. Br Dent J, 2000, 188: 266-8.
10. Torabinejad, M., Watson, T., Pitt Ford, T. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root-end filling material. J Endod, 1993, 19: 591-5.
11. Silva Herzog, Análisis fisicoquímico del mineral trióxido agregado por difracción de rayos x calorimetría y microscopia electrónica de barrido, Revista ADM 2000,4:125-131
12. C. Mangin, the comparative sealing ability of hidroxipatite cement, MTA, and super-ethoxybenzoic acid as a root-end filling material.
13. Torabinejad M, Pitt FT. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. JOE 1988: 14-2
14. Scharz S. Richard. Mineral trioxide Aggregate: a new material for endodónticos. JADA, 1999,130:967-975
15. Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate for Repair of Lateral Root Perforations. Seung-Jong Lee, M. Monsef, M. Torabinejad. JOE 1993; 19:11 541-544
16. Samuel fastlich, La odontología en el México prehispánico pp54-55
17. Campos Quintana I. Evaluacion de la biocompatibilidad del cemento Pórtland implntado en tejido conectivo subepitelial de ratas. Revista ADM 2003, 2: 45-50
18. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. J Endodon 1999; 25: 197-205
19. Wucherpfennig AL, Green DB. Mineral Trioxide vs. Portland Cement: Two biocompatible filling materials. J. Endodon 1999; 25: 308.'

20. Fischer, E.; Arens, D.; Miller, C.; (1998). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with Zinc-free amalgam, intermediate restorative material and Super-EBA as a root-end filling material. *J. Endod.*, 24(3):176-9.
21. Torabinejad, M.; Hong, C. U.; McDonald, F.; Pitt Ford, T. R.; (1995). Physical and chemical properties of a new root end filling material. *J. Endod.*, 21:349-53.
22. Torabinejad, M., Chivian, N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 1999;25(3): 197-205
23. Torabinejad, M., Rastegar, A., Kettering, J., Pitt Ford, T. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root end filling material. *J of Endod.* 1995;21(3):109-112.
24. Bates, C., Carnes, D., Del Río, C. Longitudinal sealing ability of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J of Endod.* 1996; 22(11):575-8.
25. Yatsushiro, J., Baumgartner, C., Tinkle, J. Longitudinal study of the microleakage of two root end filling materials using a fluid conductive system. *J of Endod.* 1998; 24(11):716-719
26. Fogel, H., Peikoff, M. Microleakage of root-end filling materials. *J of Endod.* 2001;27(7):456-458
27. Ainehchi, M., Eslami, B., Ghanbariha, M., Saffar, A. Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. *Int Endod J.* 2002; 36: 225-231
28. Tziafas, D., Pantelidou, O., Alvanou, A., Belibasakis, G., Papadimitriou, S. The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term camping experiments. *Int Endod J.* 2002; 35: 245-254
29. Shabahang, S., Torabinejad, M., Boyne, P., Abedi, H., McMillan P. A comparative study of root-end induction using osteogénico protein-1, calcium hydroxide, and mineral trioxide aggregate in dogs. *J of Endod.* 1999;25(1):1-5
30. Holland, R.m Otoboni, J., de Souza, V., Nery, M., Estrada, P., Junior, E. Mineral Trioxide Agrégate repair of lateral root perforations. *J of Endod.* 2001;27(4):281-284
31. Roy, Ch., Jeansonne, B. Effect of an acid enviroment on leakage of root-end filling materials. *J of Endod.* 2001 27(1): 7-8
32. Gopferich, a. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials.* 1996; 17:103-114.
33. Thomson, T., Berry, J., Somerman, M., Kirkwood, K. Cementoblasts maintain expression of osteocalcin in the presence of mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2003 29(6): 407-411
34. Adamo, H. A comparison of MTA, Super-EBA, composite and amalgam root end filling materials using a bacterial microleakage model. *Int Endod J.* 1999;32:197-203.
35. Economides, N., Pantelidou, O., Tziafas, D. Short-term periradicular tissue response to mineral trioxide agrégate (MTA) as root- end filling material. *Int Endod J.* 2003;36: 44-48.
36. Cummings, G.; Torabinejad, M.; (1995). Mineral trioxide aggregate (MTA) as an isolating barrier for internal bleaching. Abstract N° 53. *J. Endod.*, 21(4):228.

37. Tang, H. M.; Morrow, J. D.; Kettering, J. D.; Torabinejad, M (1997). Endotoxin leakage of four root-end filling materials. Abstract N° 42. *J. Endod.*, 23(4):259.
38. Siqueira J. etiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *International Endodontic Journal*. 2001; 34: 1-10
39. Kakehashi S, Stanley H, Fitzgerald R. The effect of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1965; 20: 340-349
40. Canalda C, Fumarola J. Etiopatogenia de la enfermedad pulpar y periapical. En: Canalda C, Brau E. editores. *Endodoncia*. Barcelona. Másson. 2001: 42-55
41. Pitt Ford T. Surgical treatment of apical periodontitis. En: Pitt Ford T, Orstavik D. editores. *Essential endodontology*. Paris. Blackwell Science. 1998: 278-307
42. Ingle J, Cummings R, Frank A, Glick D, Rubistein R, Radman P. *Cirugía endodóntica*. En: Ingle J, Bakland L. editores. *Endodoncia*. México. McGraw-Hill Interamericana. 4ta Edición. 1996: 724-802
43. Gutmann J, Harrison J, editores. *Surgical endodontics*. Tokyo. Ishiyaku Euroamerica, Inc. 1994: 3-41.
44. Harrison J, Jurosky K. Wound healing in the tissue of the periodontium following periradicular surgery. I. The incisional wound. *Journal of Endodontics*. 1991; 17: 425-435
45. Harrison J. Surgical wound healing. En: Gutmann J, Harrison J, editores. *Surgical endodontics*. Tokyo. Ishiyaku Euroamerica, Inc. 1994: 300-337.
46. Hupp J. Wound repair. En: Peterson L, Ellis E, Hupp J, Tucker M, editores. *Contemporary oral and maxillofacial surgery*. St. Louis. Mosby. 3era Edición. 1998: 57-68
47. Robbins S, Cotran R, Kumar V, Collins T. editores. *Patología estructural y funcional*. México. McGraw-Hill Interamericana. 6ta Edición. 2000: 53-93
48. Craig K, Harrison J. Wound healing following demineralization of resected root ends in periradicular surgery. *Journal of Endodontics*. 1993; 19: 339-347
49. Lindhe J. editor. *Periodontología clínica e implantología odontológica*. Madrid. Editorial Médica Panamericana. 3era Edición. 2000: 604-654
50. Pitt Ford T. Surgical treatment of apical periodontitis. En: Pitt Ford T, Orstavik D. editores. *Essential endodontology*. Paris. Blackwell Science. 1998: 278-307.
51. Gartner L, Hiatt J. Cartilago y hueso. En: *Texto atlas de histología*. México. McGraw-Hill Interamericana. 2002: 127-151
52. Rud J, Andreasen J, Jensen M. A multivariate analysis of the influence of various factors upon healing after endodontic surgery. *International Journal of Oral Surgery*. 1972; 1: 258-271.
53. Baek S, Kim S. Bone repair of experimentally induce through-and-through defects by Gore-Tex, Guidor, and Vicryl in ferrets: A pilot study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 2001; 91: 710-714
54. Lang N, Becker W, Karring T. Formación de hueso alveolar. En: Lindhe J. editor. *Periodontología clínica e implantología odontológica*. Madrid. Editorial Médica Panamericana. 3era Edición. 2000: 916-948

55. Arens D, Torabinejad M, Chivian N, Rubinstein R. Retrograde instrumentation: root end preparation. En: Practical lessons in endodontic surgery. Illinois. Quintessence Books. 1998: 105-116
56. Keiser K, Johnson C, Tipton D. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *Journal of Endodontic*. 2000; 26: 288-291
57. Torabinejad M, Pitt Ford T, McKendry D, Abedi H, Miller D, Kariyawasam S. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *Journal of Endodontics*. 1997; 23: 225-228
58. Pitt Ford T, Andreasen J, Dorn S, Kariyawasam S. Effect of various sealers with gutta-percha as root-end fillings on healing after replantation. *Endodontic and Dental Traumatology*. 1996; 12: 33-37
59. Pitt Ford T, Andreasen J, Dorn S, Kariyawasam S. Effect of IRM root-end fillings on healing after replantation. *Journal of Endodontics*. 1994; 20: 381-385
60. Dorn S, Gartner A. Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA and IRM. *Journal of Endodontics*. 1990; 16: 391-393
61. Harrison J, Johnson S. Excisional wound healing following the use of IRM as a root-end filling material. *Journal of Endodontics*. 1997; 23: 19-27
62. Torabinejad M, Higa R, McKendry D, Pitt Ford T. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *Journal of Endodontic*. 1994; 20: 159-163.
63. Torabinejad M, Pitt Ford T, McKendry D, Abedi H, Miller D, Kariyawasam S. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *Journal of Endodontics*. 1997; 23: 225-22
64. Andreasen J. Cementum repair after apicoectomy in humans. *Acta Odontológica Scandinava*. 1973; 31: 211-221
65. Hession RW. Long-term evaluation of endodontic treatment: Anatomy, instrumentation, obturation-The endodontic practice triad. *Int Endod J* 1981; 14:179-84
66. Wennberg A, Hasselgren G. Cytotoxicity evaluation of temporary filling materials. *Int Endod J* 1981; 14:121-4
67. Osorio, R. M.; Hefti, A.; Vertucci, F. J.; Shawley, A. L.; (1998). Cytotoxicity of endodontic materials. *J. Endod.*, 24(2):91-5
68. Keiser Karl, Chad Johnson. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *Journal of Endodontics*. 2001; 26
69. Craig R *Materiales de odontología restauradora*. Ed. Harcour brace 10ª edición
70. Barile F. *In vitro* citotoxicity mechanisms and methods. Boca ratón 1994 CRC Press
71. Kawahara H biological testing of dental materials by means of tissue culture *Int. Dent. J* 1988: 18: 443
72. Guess W Agar diffusion method for toxicity of screening of plastic on culture cell monolayer *J Pharm Sci* 1965:54: 1545
73. Meryon S. The influence of dentine on *in vitro* citotoxicity testing of dental restorative materials *J Biom Mat* 1984:18:771
74. Pumarola S Antimicrobial activity of seven root canal sealers *Oral Sug* 1992;(74):216-20
75. Willershausen B, Briceño B, Shulze R. Citotoxicity of root canal filling materials to three different human cell lines. *J Endod* 2000;26,12:703-7

76. Keiser Karl, Chad Johnson. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblasts. *Journal of Endodontics*.2001; 26
77. Osorio, R. M.; Hefti, A.; Vertucci, F. J.; Shawley, A. L.; (1998). Cytotoxicity of endodontic materials. *J. Endod.*, 24(2):91-5
78. Torabinejad, Thomás, Pitt ford. Tissue reaction to implanted root-end filling materials in the tibia and mandible of guinea pigs
79. Pitt Ford, T. R.; Abedi, H. R.; Torabinejad, M.; Tang, H. M (1997). Tibia and mandible reaction to implanted root end filling materials. Abstract N° 56. *J. Endod.*, 23(4):263
80. Milleding P, Wennberg A, Hasselgren G. Citotoxicity of corroded and no-corroded dental silver amalgams. *Scan J Dent Res* 1985; 93: 76-83.
81. Olsen FK, Austin BP, Walia H. Osseous reaction to implanted ZOE retrograde filling materials in the tibia of rats. *J Endod* 1994; 20: 389-94
82. Kimura JT. Comparative analysis of zinc and non-zinc alloys used in retrograde endontic surgery. Part I. Apical seal and tissue reaction *J Endod* 1982; 8:359-63
83. Koh E., McDonal F., Pitt Ford T., Torabinejad M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J. Endod.* 1998; 24
84. Pitt Ford TR, Hong C, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate a root-end filling material. *J Endodon* 1994; 20: 188
85. Holland R., De Souza V., Nery M. J., Otononi Filho J. A., Bernabé P., Dezan E. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium trioxide. *J. Endod.* 1999; 25(3)
86. Seltzer. *Endodontology*. Segunda Edición, 1988. Editorial Lea and Febiger. Pg 247
87. Higa RK, Torabinejad M McKendry DJ, Me Millian Pj. The effect of storage time on the degree of dye leakage of root-end filling materials. *International Endodontic Journal* 1994;27:252- 6
88. Hong Ming Tang, Mahmoud. Leakage evaluatio of root-end filling materials using endotoxin. *Journal of Endodontics*. 2002. Vol 28 (1). 5- 7
89. Gartner A, Dom SO. *Advances in endodontic surgery*. *Dent Clin North Am* 1992; 36: 364-73).