



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

“LA HIDROXIAPATITA EN  
ENDODONCIA”

**T E S I S A**  
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
**CIRUJANO DENTISTA**  
P R E S E N T A :  
**ANABEL DOMINGUEZ REYES**

ASESOR: C.D. ANA ROSA CAMARILLO PALAFOX

MEXICO, D. F. 1995

FALLA DE ORIGEN





Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

## **AGRADECIMIENTOS**

**A mis padres:**

Cimiento y ejemplo de mi vida, porque han representado el ideal de mi camino, enseñándome a valorar la importancia del amor y los frutos del esfuerzo.

**A mi hermana:**

Como un símbolo de hermandad, de apoyo mutuo, cariño y comprensión.

**A mi hijo y sobrina:**

Por los momentos agradables durante la realización de este trabajo.

**A mis amigas:**

*Paty, Sonia y Verónica*, por ayudarme siempre y estar conmigo cuando lo necesite. Muchas Gracias.

**A mi asesora:**

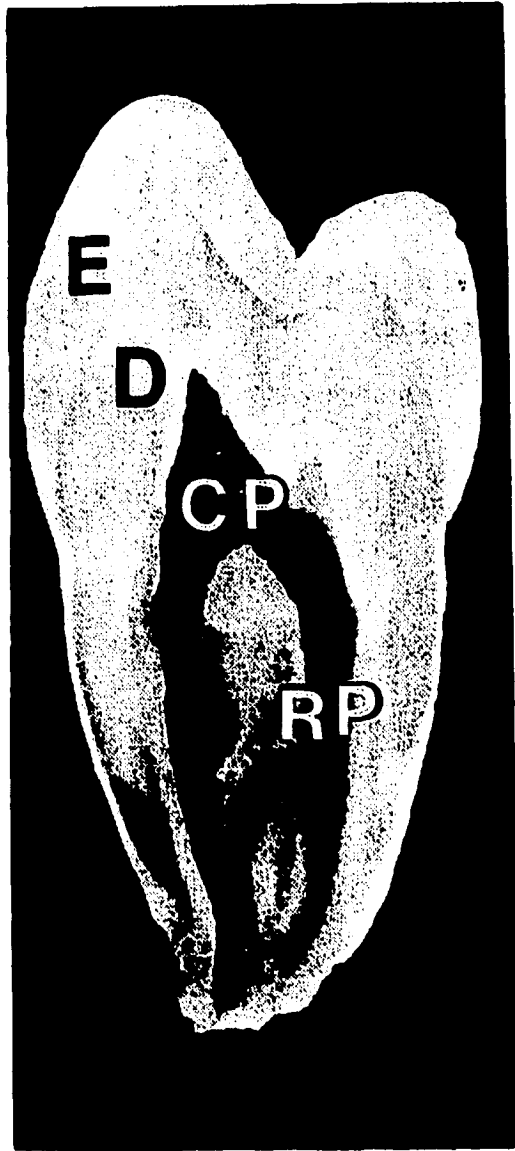
Mi más sincero agradecimiento por la ayuda, paciencia, y dirección de este trabajo. C. D. *Ana Rosa Camarillo Palafox*.

**A mis compañeros:**

Por su apoyo y por los momentos que pasamos juntos durante el seminario.

## **C O N T E N I D O**

<b>INTRODUCCION</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPITULO I   ** CEMENTO DE HIDROXIAPATITA **</b>	
A) Como material de relleno .....	17
B) Como material de obturación apical .....	19
<b>CAPITULO II   ** IRM CON ADICION DE HIDROXIAPATITA **</b>	
A) Propiedades Físicas .....	21
B) Propiedades Biológicas .....	24
<b>CAPITULO III   ** HIDROXIAPATITA **</b>	
A) En Cirugía Periapical como material de injerto .....	26
B) Como tratamiento de perforaciones de bifurcación .....	28
<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>30</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>31</b>



Vista del diente con esmalte (E), dentina (D), pulpa coronaria (CP) y pulpa radicular.

## **INTRODUCCION**

Para adentrarnos en el estudio de "La Hidroxiapatita en Endodoncia". Tenemos que considerar aspectos importantes de los tejidos dentales y así determinar las propiedades que se pueden obtener mediante su uso.

### **ESTRUCTURA DENTAL:**

La estructura dental se encuentra compuesta por :

- A) ESMALTE
- B) DENTINA
- C) PULPA
- D) PERIODONTO

#### **A) ESMALTE**

El esmalte se forma completamente antes de erupción; las células formativas (los ameloblastos) degeneran en cuanto se forma el esmalte. Por esta razón el esmalte no posee la propiedad de repararse cuando padece algún daño, y su morfología no se altera por ningún proceso fisiológico después de la erupción.

El esmalte varía en espesor en diferentes regiones del diente, todo el espesor del esmalte se forma en estado de matriz con su característica pauta de incremento y sus elementos estructurales; en su estado formativo la matriz de esmalte contiene de un 30 a 35 % aprox. de calcio total que se transmite por los ameloblastos en este estado el esmalte es áspero, granular, opaco y muy firme. La calcificación o maduración de la

matriz de esmalte consiste en una impregnación de las sales minerales restantes después de que se completa la formación de la matriz de esmalte.

El esmalte calcificado es el tejido más duro del cuerpo; es liso y translúcido con tonos que van del blanco amarillento claro hasta el amarillo grisáceo y el amarillo pardusco. Esta variedad de tonos se debe en parte al reflejo de la dentina subyacente y a las pequeñísimas cantidades de minerales como el cobre, zinc, hierro, etc., que existen en el esmalte. Hay un importante elemento adicional que es el flúor, que afecta a la colocación y del que se cree que es un factor de resistencia a la caries. (1)

El esmalte es muy quebradizo y su estabilidad depende de la dentina. La estructura del esmalte consiste en prismas ó varillas hexagonales y algunas son pentagonales. En donde se encuentra la hidroxiapatita en unidades con forma de varilla, denominadas "prismas de esmalte", estos tienen aprox. 4-5  $\mu\text{m}$  de diámetro y van desde la interfase con la dentina hasta la superficie del esmalte.

En el esmalte profundo los prismas siguen un curso ondulante; en el esmalte más externo, los prismas son más regulares y forman casi un ángulo recto con la superficie del esmalte. Dentro de los hexagonales ligeramente aplanadas. La superficie del esmalte tiene un contenido orgánico mayor que en las capas profundas: el material orgánico cubre la superficie. En la figura 1 se indica las dimensiones aproximadas de éstas y

muestra que los cristales de hidroxiapatita del hueso y de la dentina son mucho menos que los del esmalte. (2)

## B) DENTINA

La dentina es un tejido calcificado; está compuesta por aprox. un 70% de material orgánico en forma de cristales de hidroxiapatita. Alrededor del 15 al 20 % de la matriz orgánica consta de colágeno la cual se encuentra impregnada de sales inorgánicas sobre todo en forma de apatita. Las proteínas no colagénicas constituyen del 1 al 2 % del tejido, mientras que del 10 al 12 % remanente es agua.

La dentina del diente completamente formado se denomina "Dentina Primaria" que constituye la mayor parte del diente y se caracteriza especialmente por la presencia de túbulos dentinarios. ver Fig. 2

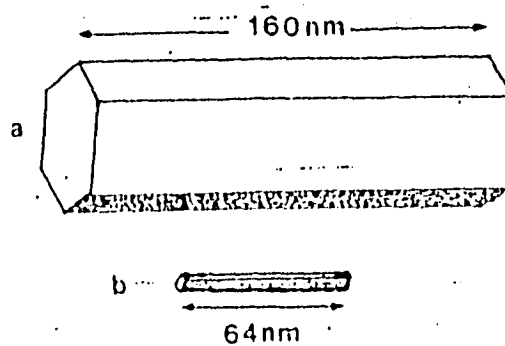


Fig. 1 Dimensiones de los cristales de hidroxiapatita en: a) esmalte y b) dentina y hueso.



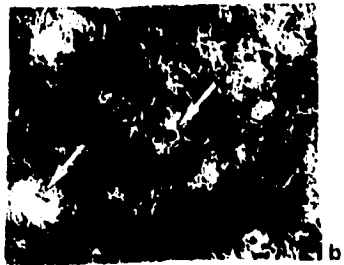


Fig. 2 a) Dentina del área media de la corona con túbulos seccionados transversalmente; b) Dentina cerca de la unión amelodentinaria y túbulos; c) Superficie predentinaria con matriz fibrosa intertubular.

El diámetro de los túbulos dentinarios varía entre 0.5  $\mu$  en la dentina periférica hasta 3 a 4  $\mu$  cerca de la pulpa; en la zona central de la dentina tienen un diámetro de unos 2  $\mu$  debido a que la superficie periférica de la dentina es mucho mayor que la pulpar, el número de túbulos por milímetro cuadrado aumenta espectacularmente en dirección pulpar. Así el número de túbulos en la unión amelodentinaria y la pulpa es de 20,000 a 30,000/mm<sup>2</sup>, y cerca de la pulpa es tan elevado como 50,000 a 60,000/mm<sup>2</sup>.

Los túbulos dentinarios en su volumen total aumenta en dirección pulpar y puede constituir hasta el 80 % del volumen total de la dentina coronaria cerca de la pulpa. Los túbulos dentinarios contienen líquidos hísticos (licor dentinario), que son el líquido del tejido pulpar que rellena los huecos de la dentina. Los procesos odontoblásticos están presentes en la mayor parte de los túbulos y se visualizan bien cerca de la pulpa. También puede haber terminaciones nerviosas no mineralizadas, por lo general en estrecho contacto con los procesos odontoblásticos. (2) ver Fig. 3

Además, se ven fibras colágenas no mineralizadas y mineralizadas en muchos túbulos a todos los niveles de la dentina. ver Fig. 4

Los túbulos están rodeados por "dentina peritúbular" que es un tejido denso muy mineralizado con una matriz no colágenasa. Entre los túbulos se encuentra la "dentina

intertubular" que consta de colágeno mineralizado; la preentina no mineralizada reviste el sector pulpar de la dentina. La matriz no mineralizada también se puede encontrar en el interior de la dentina primaria mineralizada. Se conoce bien la dentina interglobular que aparece cuando unos glóbulos en fase de mineralización no se fusionan.

La dentinogénesis continúa, aunque a menor velocidad, incluso después de la formación total de los dientes; esta dentina se denomina "dentina secundaria fisiológica" y difiere de la dentina primaria en que su estructura y su composición puede variar en el mismo diente y entre dientes diferentes.



Fig. 3 Microfotografía electrónica de barrido de un túbulo de dentina adyacente a la pulpa.



**Fig. 4** En el túbulo se observan una fibrilla que consta de fibrillas con las típicas bandas transversales.

Puede producirse un aumento de la formación de dentina secundaria en áreas localizadas del diente como respuesta a la irritación externa. La estructura de este tejido dependerá de la intensidad de la irritación y del grado de lesión hística de la pulpa.

Como norma, la dentina secundaria que es formada como respuesta a irritantes externos, es más irregular que la dentina secundaria fisiológica.

### **C) PULPA**

La pulpa dentinaria consiste de tejido conectivo muy vascularizado y muy innervado; está rodeado por dentina y tiene una forma que simula el contorno externo de los dientes. El tejido pulpar se haya en comunicación con el periodonto y el resto del organismo a través del orificio apical y los conductos accesorios cerca del ápice del diente; también se encuentran conductos accesorios lateralmente en la raíz y en la zona de la furcación de los molares. ver Fig. 5

El elemento más característico de la pulpa dentaria es la célula formadora de dentina el "odontoblasto". El estrato continuo de odontoblastos en la perifería de la pulpa se denomina "Capa odontoblástica". ver Fig. 6

Otro rasgo de la identidad pulpar es la región subodontoblástica; en la pulpa coronaria, ésta región se caracteriza por una zona libre de células y una zona rica en células por debajo de la capa odontoblástica. Los fibroblastos constituyen el grupo de células más numerosas en la pulpa y son responsables de la producción de sustancia fundamental y de colágeno, degradación de colágeno y su reposición; los fibrocitos posiblemente también desempeñen un papel en el mantenimiento de las fibras colágenas.

En donde la sustancia fundamental tiene una consistencia mucoide; actúa como matriz en la que se alojan células, fibras y

vasos sanguíneos; se organiza en un coloide heterogéneo con componentes solubles e insolubles. Los principales componentes moleculares son proteoglicanos , que constan de un glucosaminoglucano ligado a una molécula proteíca; sus principales funciones son la protección de los cementos celulares y capilares de la pulpa, su interacción con el colágeno para formar agregados, posiblemente implicados en la formación de la matriz dentinaria ó la inhibición de la mineralización.



Fig. 5 Parte ápicl de la raíz de un incisivo (R), con pulpa (P), ligamento periodontal (PDL) y hueso alveolar (AB).



Fig. 6 En la perifería de la dentina (D) se observa dentina no mineralizada, la capa de odontoblastos, la zona libre y la zona rica de células.



La pulpa tiene dos tipos principales de fibras: la colágenas y las reticulares (argirófilas) alrededor de vasos sanguíneos pulpares y odontoblastos. Los espacios intercelulares contienen una red delgada de fibras reticulares que pueden transformarse en colágenas. (3) . Además hay unos vasos sanguíneos del tamaño de las arteriolas, se ramifican en la arteria dental y penetran en la pulpa del orificio apical y posiblemente a través de los conductos accesorios.

La inervación de la pulpa comprende nervios aferentes que conducen impulsos sensoriales (fibras A) y nervios autónomos (fibras C) que están principalmente implicados en la modulación de la neurogénica del flujo sanguíneo, pero también en la transmisión del dolor.

Las fibras A pertenecen al sistema trigeminal; son fibras mielinizadas, rodeadas por células de Schwann, que entran en la pulpa en haces con los vasos sanguíneos a través del orificio apical. Las fibras C constituyen la mayoría de los nervios pulpares; son fibras no mielinizadas, rodeadas individualmente o en grupo por células de Schwann que entran en la pulpa con las fibras sensoriales. En la pulpa radicular hay cierta ramificación de los nervios está abundante en la pulpa coronaria.

#### **D) PERIODONTO**

El periodonto comprende el cemento radicular, el ligamento periodontal y el hueso alveolar; el periodonto une los

dientes con el hueso de los maxilares por una articulación fibrosa, proporcionando un aparato de suspensión elástico que resiste las fuerzas funcionales normales. Se debe considerar como una unidad funcional y anatómica; el periodonto apical es la parte del periodonto que rodea al ápice radicular.

El cemento y el hueso están compuestos por aprox. un 65 % de material inorgánico principalmente en forma de hidroxiapatita; la matriz orgánica consta de un 20 % de colágeno y un 3 % de proteínas no colágenadas, mientras que el 12 % restante es agua.

El "cemento" cubre las superficies radiculares de los dientes; es un tejido avascular, sin inervación, y normalmente se remodela, hacia el ligamento periodontal el cemento está cubierto por una zona de precemento de anchura de 5  $\mu$ ; limitando la superficie, se ven las células formadoras de cemento, los cementoblastos. En el periodonto apical, el cemento es celular con cementocitos en las lagunas y los canaliculos.

El "hueso alveolar" reviste los alveolos dentinarios; es compacto y puede aparecer radiográficamente como una zona estrecha radiopaca, la "lamina dura". El hueso alveolar está perforado por un gran número de vasos sanguíneos y los osteocitos están incluidos en lagunas y canaliculos. Hacia el ligamento periodontal el hueso está cubierto por osteoide no

mineralizado y por las células formadoras de hueso, los "osteoclastos".

El "ligamento periodontal" consta de tejido conectivo no mineralizado denso situado entre el cemento y el hueso alveolar; se caracteriza fundamentalmente por un gran número de fibras colágenas dispuestas en dirección oblicua desde el cemento hasta el hueso alveolar apicalmente estos haces fibrosos se irradian hacia afuera desde la superficie radicular para insertarse en el hueso alveolar circundante.

El periodonto apical contiene varias células. Los "cementoblastos", que forman el cemento de la raíz, son células muy especializadas características del periodonto; ultraestructuralmente el cementoblasto es semejante al osteoblasto y al fibroblasto del periodonto y la identidad de las diversas células está determinado sobre todo por su localización.

El principal tipo celular del periodonto es el "fibroblasto"; los fibroblastos forman las fibras y la sustancia fundamental del ligamento periodontal. Además, las fibras colágenas sufren un remodelado rápido y casi continuo, formación y degradación; ambas actividades son ejecutadas por los fibroblastos, en ocasiones simultáneamente.

En el periodonto sano a menudo se ven macrófagos, tienen el poder de sintetizar una amplia gama de proteínas que

influyen sobre otras células; los macrófagos están presentes en muchas etapas del desarrollo y cuando se activan muestran actividad fagocítica. Los osteoblastos forman el hueso alveolar; junto con los osteoclastos que se consideran células normales del periodonto, son responsables del remodelado continuo del hueso alveolar.

En el interior del ligamento periodontal también se encuentran "racimos de células epiteliales", estas células derivan a la vaina radicular de Hertwig, la cual es activa durante la formación dentaria. Se observan uniones celulo-celulares entre las células epiteliales y cada racimo de células está rodeado por una lámina basal que los separa del tejido conectivo adyacente.

Los nervios del ligamento periodontal siguen la trayectoria de los vasos sanguíneos, están presentes tanto fibras nerviosas mielinizadas como no mielinizadas y la inervación sensorial es la del trigémino. Las terminaciones nerviosas están implicadas en la propiocepción y la percepción del dolor y reaccionan fácilmente a cambios menores en la presión hística. (2) ver fig. 5

## **COMPOSICION QUIMICA**

### **Esmalte**

En el esmalte, la escasa cantidad de materia orgánica consiste de proteínas solubles, péptidos, proteínas insolubles y ácido cítrico. (4)

La fase mineral del esmalte tiene una estructura apatita principalmente de hidroxiapatita cuya fórmula empírica es  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ .

#### Dentina

La materia orgánica de la dentina tiene alrededor del 20 % del peso, y principalmente de colágeno (aprox. 18 %) y de pequeñas cantidades de ácido cítrico, proteínas insolubles, mucopolisacáridos y lípidos. (4)

En la fase mineral la dentina tiene una estructura apatita, principalmente de hidroxiapatita  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . ver

	FASE MINERAL		FASE ORGANICA		AGUA	
	% Vol	(% Peso)	% Vol	(% Peso)	% Vol	(% Peso)
ESMALTE	92	(97)	2	(1)	6	(2)
DENTINA	48	(69)	29	(20)	23	(11)

**CAPITULO I      \*\* CEMENTO DE HIDROXIAPATITA \*\*****A) COMO MATERIAL DE RELLENO**

El tratamiento endodóntico incluye la eliminación del contenido del conducto radicular, limpieza y modelado para recibir un material de relleno. El llenado tri-dimensional en cuanto al tratamiento se producen controversias; debido al amplio número de selladores y materiales centrales sólidos además de una gran variedad de colocación y condensación.

Un material central que es utilizado desde hace muchos años hasta la actualidad es la gutapercha; por que se puede manipular para ajustarse al conducto radicular.

Actualmente se está sugiriendo como reemplazo de la gutapercha, nuevos materiales tales como los fosfatos de calcio o hidroxiapatita en donde se combinan la facilidad de manipulación y la colocación con optima capacidad de sellado; además de tener los mejores atributos como de un material central sólido.

El sellado de estos materiales es por medio de una reacción química que ocurre entre el material de relleno del conducto preparado para asegurar un sellado más completo.

Por lo tanto se ha desarrollado un material de hidroxiapatita con el potencial para formar un sello tri-dimensional entre las paredes del conducto preparado y el material.

Su manipulación es muy fácil y su colocación se puede realizar humedeciendo las paredes con un léntulo e inyectándolo en el espacio del conducto radicular. Esta técnica nos facilita la

mitad del tiempo de trabajo que cuando se utiliza la técnica de gutapercha.

Se utiliza cuando el acceso es limitado y en áreas donde existen dificultades para mantener el campo seco. Finalmente se mostró que los materiales en estudio satisfacen los requerimientos de facilidad de introducción en el sistema del conducto radicular, falta de filtración, impermeabilidad a la humedad, bacteriostasis, radiolúcida, no hay tinción de dientes, no hay irritación al tejido periapical y su colocación es estéril, y hay dificultad para retirarlo. (5)

## **B) COMO MATERIAL DE OBTURACION APICAL**

Se han llevado acabo apicectomías y la colocación de obturaciones retrógradas desde mediados del siglo XVIII. Cuando el tratamiento endodóntico no quirúrgico ha fracasado o es considerado irrealizable, la Cirugía Periapical puede ser el único tratamiento disponible aparte de la Extracción.

La investigación por la Lion Corporation y de la Mitsui Toatsu Chemicals, Inc., desarrolló un cemento de apatita de autofraguado llamado (G-5). Este consistía de un polvo que estaba formado por fosfato tricálcico y fluoruro cálcico se mezcla con un líquido de ácido cítrico y fluoruro cálcico para producir un sólido microporoso de fluorapatita.

En estudios preliminares se ha mostrado que el cemento G-5 es altamente compatible con el tejido blando, es osteoconductor y por medio de adhesión, es capaz de unirse al hueso y a la dentina, Ha tenido aplicaciones clínicas que han sido sugeridas para este cemento como su uso para sellador de conductos radiculares, cemento para fondos, cemento óseo, además obturación de la superficie radicular y relleno óseo.

Además se encontró que con la difracción de los rayos X ha mostrado que la transformación de la alfa-TCP en apatita progresa como una función de tiempo. Con estudios de microscopía electrónica de transmisión, se ha demostrado que al alfa-TCP es disuelto gradualmente por que es transformado en



cristales de apatita y desaparece completamente después de un periodo corto de tiempo.

Un componente necesario es el agua porque es necesaria para el fraguado del cemento G-5 y además eleva el contenido de apatita. Con esto podemos decir que el cemento G-5 proporciona un buen sellado en la obturación apical a retro en comparación con la amalgama y el cemento EBA.

Además del sellado apical se obtuvo una excelente biocompatibilidad de este material, para que el cemento G-5 sea una alternativa viable como material de obturación. Este cemento tiene un tiempo de trabajo de 4 minutos aprox., este tiempo es aceptable para la aplicación de una obturación apical; además se puede acelerar la tasa de formación de apatita para minimizar la filtración inicial. Una sugerencia importante antes de colocar el cemento G-5 es no secar demasiado la superficie del diente. (6)

## **CAPITULO II \*\*IRM CON ADICION DE HIDROXIAPATITA \*\***

### **A) PROPIEDADES FISICAS**

El cemento tradicional de óxido de zinc -eugenol tiene un largo tiempo de fijación y baja resistencia comprensiva; se puede decir que los cementos reforzados de óxido de zinc-eugenol tienen potencial como materiales de obturación de la raíz retrógrados; al considerar mejorar su tolerancia biológica y una manera para hacerlo es agregar hidroxiapatita.

Porque la hidroxiapatita es biocompatible, no es tóxica y forma un enlace bioquímico con el hueso; además de tener varias aplicaciones dentales, como el aumento del borde alveolar para un mejor ajuste de la dentadura; reparación de defectos periodontales y además para cubrir implantes de metal para mejorar la adhesión.

Se han investigado las propiedades de sellado del IRM con hidroxiapatita agregada y se encontró una buena capacidad de sellado siendo superior a la amalgama. Los tiempos de trabajo y de fijación son dos propiedades importantes de la manipulación de un material de obturación de la raíz retrógrada, por que el tiempo de trabajo de un material es el tiempo disponible para mezclar y manipular antes de que ocurra un aumento significativo en la viscosidad. Al igual que el tiempo de fijación se puede definir

como el tiempo tomado, para que un material alcance su estado de fijación final.

Por este motivo los materiales de obturación retrógrado con tiempos de fijación largos están sujetos a desintegración debido a la mayor exposición en un estado sin fijar hacia los fluidos tisulares. Además puede existir la posibilidad de que el material que está sin fijar puede ser un irritante para los tejidos periapicales.

La determinación del tiempo de fijación es especificado para los de óxido de zinc-eugenol es dado por el ISO , se determina por medio de una muesca y se obtuvo que el IRM tiene un tiempo de trabajo y de fijación fue más alta que con el IRM + 10 % de hidroxiapatita ó IRM + 20 % de hidroxiapatita.

Exitió una disminución en el tiempo de trabajo de las fórmulas IRM modificadas, pero esté fue de más de 3 minutos y de duración sufuciente para su uso clínico.

Además se encontró que la resistencia compresiva del IRM fue mayor que sus fórmulas modificadas. Hubo un porcentaje de reacción del 5.1 % para el IRM + 10 % de hidroxiapatita y un 12.6 % para el IRM + 20 % de hidroxiapatita, a la resistencia compresiva por haber existido una disminución de la cantidad producida de polimetilmetacrilato, existentes a las fórmulas modificadas del IRM.

Se obtuvo que la adición de la hidroxiapatita al IRM aumentó su proporción de desintegración, donde esta cualidad puede ser una desventaja si se usa IRM modificado como un relleno radicular retrógrado; pues ésta desintegración podría permitir filtración de irritantes potenciales desde el conducto radicular en los tejidos periapicales. (7)

## **B) PROPIEDADES BIOLÓGICAS**

Los cementos de óxido de zinc-eugenol están entre los materiales que son promovidos como material de relleno radicular retrógrado, en un intento por mejorar la biocompatibilidad del IRM como un material de relleno radicular retrógrado, en donde se ha propuesto que se agregue al material hidroxiapatita.

De esta manera para evaluar las propiedades biológicas de los materiales dentales, se pueden emplear métodos de prueba ya establecidos como la evaluación de actividad antibacteriana y citotoxicidad de los materiales dentales. Por lo cual en la prueba inhibidora de difusión de agar, se evaluaron los materiales frescos y envejecidos durante 1 semana, para observar si el envejecimiento del material alteró la actividad antibacteriana, esto proporcionó un conocimiento de los cambios inmediatos y a largo plazo.

En el método de filtro milipore para probar la citotoxicidad, se tomaron para evaluar los materiales envejecidos por 3 días por que los fibroblastos no aparecen en el sitio de la herida de apicectomía hasta después de 48 a 72 horas.

La liberación de eugenol, como agente antibacteriano en el IRM, ocurre por hidrólisis progresiva de la superficie del cemento. Se puede decir que la cantidad de hidroxiapatita

agregada al IRM no alteró significativamente la actividad antibacteriana del IRM.

Las variaciones menores en el tamaño de las zonas de inhibición entre el IRM, IRM + 10 % de hidroxiapatita y el IRM + 20 % de hidroxiapatita podría deberse a diferencias en la proporción de desintegración de los materiales. La mayor proporción de desintegración del IRM + 20 % de hidroxiapatita lo hace menos adecuado como material de relleno radicular retrógrado.

La adición de hidroxiapatita tampoco alteró la citotoxicidad del IRM, puesto que ya se han reportado buenos resultados clínicos y buenos resultados histológicos en el IRM. Podemos decir que el IRM exhibió la actividad antibacteriana más pronunciada contra las bacterias, por no haber diferencia significativa estadísticamente entre el IRM, IRM + 10 % de hidroxiapatita y el IRM + 20 % de hidroxiapatita.

La amalgama no obtuvo efecto inhibitor observado; el material que resultó ser el más citotóxico fue el IRM. Por lo que la adición de hidroxiapatita al IRM no alteró significativamente su citotoxicidad en donde la amalgama tuvo una baja clasificación citotóxica. (8)

**CAPITULO III                    \*\* HIDROXIAPATITA \*\*****A) EN CIRUGIA PERIAPICAL COMO MATERIAL DE INJERTO**

Muchos materiales orgánicos e inorgánicos han sido usados en hueso de injerto. Aunque lo más aceptable biológicamente del hueso de reemplazo es que sea fresco, viable, hueso autólogo, hay problemas asociados con su uso incluyendo la necesidad para un procedimiento quirúrgico adicional, la que asociada con un segundo sitio para cirugía y resorción variable. Los aloplastos ó implantes de material sintético parece prometedor y puede no tener las desventajas de otros materiales de hueso de implante.

La durapatita es una cerámica densa de forma de hidroxiapatita la que tiene la fórmula  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Este material policristalino está libre de poros, y fases segundas y puede ser manufacturado en varias densidades ópticas.

Se estableció un perfil de durapatita que incluye:

- 1) Disminución de toxicidad,
- 2) Disminución de respuesta inflamatoria,
- 3) Disminución de cápsula de tejido conectivo, entre el hueso y la superficie del implante y
- 4) Habilidad de revestir hueso por ligarse directamente a la superficie del implante.

No hubo cambios patológicos en la apariencia de radiografía alrededor de los ápices de cualquier diente tratado. Después de un tiempo mostró radiodensidad indicativa incrementada de la Durapatita, para hacer el mejor material.

Por lo que el material puede no solo interferir con la propia evaluación de la cicatrización del hueso pero puede encubrir cualidades fundamentalmente malas. Histológicamente, los espacios de cristal fueron rodeados por una fibra de tejido conectivo. En el sitio del implante se encontró una cantidad significativa de tejido conectivo fibroso.

Aunque un aloplasto particular puede permitir una proporción incrementada de tejido conectivo colocado sobre un implante de tipo de bloque la presencia de cualquier material dentro del área de cicatrización puede impedir la cicatrización del hueso. Es aparente que la Durapatita no induce formación de hueso en una porción grande de la nativa fisiología del medio ambiente creado.

En la porción de sellado se verificó que la presencia de hueso nuevo en la superficie de los cristales que fueron rodeados de hueso, ha sugerido que la transmisión de hueso a cristal es un arreglo del hueso mineral (hidroxiapatita) depositado en sustancia de hueso de cemento con un total de ausencia de fibras de colágeno. La Durapatita es biológicamente inerte y no ayuda en el proceso de cicatrización. (9)



## **B) COMO TRATAMIENTO EN PERFORACIONES DE BIFURCACION**

Estudios clínicos han indicado que las perforaciones endodónticas pueden ser exitosamente tratadas con medios convencionales. Los materiales tales como el cavit, cemento de fosfato, óxido de zinc-eugenol, hidróxido de calcio, gutapercha y han sido utilizados para manejar las perforaciones de furcación.

En la migración del epitelio gingival del surco gingival hay un defecto que frecuentemente crea las más serias barreras para el cicatrizado de las perforaciones de furcación. Se puede decir que el tratamiento de las perforaciones de la bifurcación es para mantener o reestablecer el daño. La cerámica biodegradable del fosfato tricálcico y aloplástico de hidroxiapatita han mostrado tener una aplicación en el tratamiento periodontal a causa de que son compatibles con los tejidos periodontales.

Se usó fosfato tricálcico para reparar perforaciones mecánicas del piso de la cámara de la pulpa y mostró evidencia de cicatrización por la presencia de capas de epitelio, colágeno y hueso, con pocas células inflamatorias en el sitio de la perforación. La hidroxiapatita fué exitosa para reconstruir la furcación de hueso perdido debido a perforaciones de la raíz en forma iatrogénica.

El grado de respuesta de tejido que se creó en las perforaciones de furcación, depende de varios factores:

- a) La severidad del daño inicial, para el tejido periodontal,
- b) El tamaño y localización de las perforaciones,
- c) La habilidad del sellado y
- d) La contaminación bacterial.

Las heridas extensas pueden causar daños irreversibles para los aparatos adhesivos en el área de bifurcación incluso si un material biocompatible es usado para tratar las perforaciones. Las perforaciones largas crean el problema de inhabilidad del sellado completo del defecto con la reparación de los materiales. Así las perforaciones cercanas al surco gingival producen persistente inflamación y/o un crecimiento del surco epitelial dentro del defecto.

Se pudo observar que en la amalgama, vida e hidroxiapatita parecieron causar un menor grado de inflamación que el fosfato tricálcico. Las partículas de vida fueron frecuentemente vistas dispersas en la furcación de los tejidos y asociadas con una inflamación crónica. Más recientemente la hidroxiapatita ha sido exitosamente usada para inducir nueva formación de hueso en la reparación de defectos periodontales.

(10)

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

## **CONCLUSIONES**

La amalgama libre de zinc es un excelente material de retro-obturación, según diferentes estudios realizados. El tema controversial es que causa reacción inmunológica a cuerpo extraño, por lo que se ha tratado de encontrar un material, como la hidroxiapatita que tiene la capacidad de adherirse al diente y crear hueso.

Sin embargo se deben hacer estudios más profundos para encontrar las ventajas y las desventajas de este material y así poder obtener un material óptimo para el tratamiento en Endodoncia, Cirugía y otras áreas.

De manera particular puedo decir que la amalgama es un material óptimo para la restauración dental. Aunque la Hidroxiapatita se puede utilizar de manera general para poder regenerar hueso.

El objetivo del odontólogo debe ser el de tener el conocimiento de materiales que sean compatibles al organismo del paciente y poder realizar técnicas nuevas para el éxito del tratamiento. Sin dejar de tener la mente abierta y el criterio amplio para aceptar el hecho de que se crean materiales y técnicas nuevas que pueden llegar a ser mejores a los ya existentes.

**BIBLIOGRAFIA**

- 1.- **Diamond, M. D.D.S.** 1989. Anatomía Dental. Editorial Uteha. México, D.F. pp.39-48.
  
- 2.- **Tronstad, L.** 1993. Endodoncia Clínica. Editorial Masson-Salvat Odont. Barcelona, pp.1-61.
  
- 3.- **Seltzer, S. D.D.S., & Bender, I.B. D.D.S.** 1987. Pulpa Dental. Editorial El Manual Moderno S.A. de C.V. México, D.F. pp.74-98.
  
- 4.- **Combe, E.C.** 1990. Materiales Dentales. Editorial Labor, S.A. Barcelona, España, pp.113-118.

- 5.- **White, J.M. D.D.S. M.S., & Goodis, H. D.D.S., 1991**  
In vitro evaluation of an hydroxyapatite root canal system filling material. Journal of Endodontics, **17(11)**:561-566.
  
- 6.- **MacDonald, A., Moore, B.K., Newton, C.W., & Brown, C.E. 1995.** Evaluación de un cemento de apatita como material de obturación apical. Endodoncia. **13(1)**:24-34.
  
- 7.- **Owadally, I.D., & Pitt, F.T.R. 1994.** Effect of addition of hidroxyapatite on the physical properties of IRM. INT.- Endod. J. **27(5)**:227-232.
  
- 8.- **Owadally, I.D., Chong, B.S., Pitt, T.R.F., & Wilson, R.F. 1994.** Biological properties of IRM de addition of hidroxyapatite as a retrograde root filling material. Endodontics Dental Traumatology. **10**:228-234.

- 9.- **Beck, R.J.C. D.D.S., Newton, C.W. D.D.S. & Kafrawy, A.H. B.D.S.** 1991. An in vivo study of the use of a nonresorbable ceramic hidroxyapatite as an alloplastic... Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. **71(4):483-488.**
- 10.- **Balla, R. D.M.D., LoMonaco, C.J. D.D.S., et al..** 1991. Histological study of furcation perforations treated with tricalcium phosphate ... Journal of Endodontics **17(5):234-238.**

