



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“PROTECTORES BIO-PULPARES: RESISTENCIA A LAS
FUERZAS DE CONDENSACIÓN TÉRMICA”**

TESISTA:

OD. ELBA GLADIS PRIOTTO

DIRECTOR:

DR. JORGE URIBE ECHEVARRÍA

CÓRDOBA, 1980



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA

TESIS



PROTECTORES BIO-PULPARES:
Resistencia a las fuerzas
de condensación y aisla -
ción térmica.

T
D22
P958
Duplicado
010511

DE

ELBA GLADIS PRIOTTO

Odontóloga

CORDOBA, Noviembre de 1980

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Jorge Uribe Echevarría', written in a cursive style.

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Jorge Uribe Echevarría

A mis padres

A mis alumnos

A mis pacientes

A G R A D E C I M I E N T O

Al Profesor y al Personal Docente de la Cátedra de Técnica de Operatoria Dental; al Profesor Adjunto del Instituto de Matemática, Astronomía y Física; al Director y al Departamento de Química Biológica General de la Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad Nacional de Córdoba, y a todos aquellos amigos que me acompañaron, compartieron e hicieron posible la realización de este trabajo.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE TECNICA DE OPERATORIA DENTAL



Certifico que las preparaciones cavitarias necesarias para el trabajo de Tesis Doctoral de la Odontóloga // Elba Gladys Priotto fueron efectuadas en ésta Cátedra bajo mi supervisión.-
Córdoba, Noviembre de 1980.-



Jorge Uribe Echevarría
Dr. JORGE URIBE ECHEVARRIA
PROFESOR INTERINO



IMAF

INSTITUTO DE MATEMATICA, ASTRONOMIA Y FISICA
UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
VALPARAISO y R. MARTINEZ - Ciudad Universitaria
5000 Córdoba (Rep. Argentina)
Teléfonos 62751 y 64015

Por la presente el Dr. Carlos Horacio Cáceres, profesor adjunto del Instituto de Matemática, Astronomía y Física, deja constancia de // que la odontóloga Elba Gladys Priotto ha realizado con su colaboración las mediciones de transmisión térmica, cuyos resultados están // incluidos en su trabajo de tesis doctoral, durante los años 1979 -// 1980.- - - - -//
Córdoba, 30 de octubre de 1980.- - - - -//

Carlos F. Cáceres
Dr. Carlos F. Cáceres



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE CIENCIAS QUIMICAS

Departamento de
Química Biológica

Noviembre 3, 1980

Certifico por la presente que la Odontóloga Srta. PRIOTTO Elba Gladis ha utilizado dependencias y equipos de este Departamento a pedido del Prof. Dr. Jorge Uribe Echevarría para obtener fotomicrograffas. De acuerdo al Prof. Uribe Echevarría dicho material será destinado a ilustrar el trabajo de tesis que la Odontóloga Priotto proyecta presentar ante la Facultad de Odontología de esta Universidad Nacional de Córdoba.

R. Caputto

Dr. Ramel Caputto

I N D I C E

I.	Introducción.....	1
II.	Reseña histórica y antecedentes bibliográficos.....	3
III.	Materiales y técnicas utilizadas para el aislamiento bio-pulpar.....	29
IV.	Investigaciones realizadas:	
	A- Efecto de la presión de condensado de la amalgama de plata en los protectores bio-pulpares.....	88
	B- Valores de transmisión térmica en dientes obturados con amalgama de plata que llevan distintos medios de aislamiento del complejo dentino-pulpar, interpuestos en diferentes espesores.....	135
V.	Conclusiones finales.....	209
VI.	Resumen.....	212
	Bibliografía.....	216

I. I N T R O D U C C I O N

La Odontología se ha enfrentado, desde las épocas más remotas, con el problema de reemplazar las estructuras o los tejidos dentales afectados por la caries u otro tipo de lesión destructiva. Se utilizaron para ello distintos medios y materiales, adecuados a los conocimientos de cada época. (1).

Durante un largo tiempo, se dio mayor énfasis a / las propiedades físicas y químicas de los materiales para obturación, y la investigación dental se concentró en el logro del mejoramiento de esas propiedades.

Sin embargo, hoy, en la evaluación de estos materiales, las consideraciones biológicas han alcanzado tanta importancia como las propiedades físicas y químicas.

En efecto, estos materiales, aparentemente inactivos cuando se los examina en la mesa del laboratorio, pueden transformarse en activos agentes y adquirir una variedad de acciones y efectos al ser colocados en el elemento dentario vital y expuestos al siempre cambiante y complejo medio salivar de la cavidad bucal.

Así por ejemplo, la amalgama, de una aleación de plata inerte en el laboratorio, pasa a ser en la boca un metal activo: presenta reacciones galvánicas, se corroe / rápidamente, oscurece la estructura dental, sella sus proprios márgenes, y trasmite los cambios térmicos del medio bucal al complejo dentino-pulpar con gran intensidad. (2).

Hoy la pulpa se considera y se reconoce como parte integrante de la economía dentinal, porque la dentina, viva y elástica, requiere una pulpa viva. (3).

Es evidente por lo tanto que la necesidad de un tratamiento adecuado de los túbulos recién cortados no recubiertos por dentina reparativa es imperativo (4), ya / que cualquier material que se use como obturador tendrá sus efectos sobre el tejido pulpar, porque las extremidades de los odontoblastos que se han seccionados quedan en contacto con él.

Y es sabido, que, a pesar de que los materiales restauradores deben cumplir con requisitos físicos, químicos y biológicos, también es cierto que no contamos aún con el material que satisfaga la totalidad de los mismos (5) para ser considerado ideal.

Casi todos los investigadores que han estudiado los efectos de la amalgama de plata, están de acuerdo en que este material es uno de los más inocuos, que no produce cambios en la pulpa cuando se usa en cavidades muy superficiales. En cavidades más profundas, en cambio, es de observar la inhibición en la actividad de los odontoblastos. Y esta falta de formación de dentina secundaria debajo de las cavidades profundas obturadas con amalgama explica el hecho clínico tan frecuente de que el diente permanece sensible al calor y frío por varios meses, especialmente cuando las obturaciones son grandes. Estos elementos no duelen espontáneamente, pero son incómodos por la reacción que tienen a estos estímulos (6) durante el ciclaje térmico.

Por todo ésto, es que, en la actualidad, las restauraciones dentarias tienen por finalidad no sólo reproducir la forma, devolver la función y estética, sino proteger adecuadamente el órgano pulpar en dientes con pér-

dida de sustancia, devolviendo al mismo su equilibrio biológico (7-8) resguardándolo de los numerosos y diversos ataques futuros: ciclaje térmico y mecánico, ingredientes tóxicos de algunos materiales restauradores, acciones galvánicas, microfiltraciones y caries secundarias (9).

"La compatibilidad biológica de los materiales / restauradores con los tejidos dentarios, debe prevalecer sobre cualquier otra característica". (7).

La necesidad de combinar distintos tipos de materiales para lograr un correcto aislamiento y protección bio-pulpar, hace que, en la clínica, se presenten habitualmente una serie de problemas negativos, como son: espesores de las bases, distorsiones, fracturas, efecto de elementos ácidos, iones mercurio y otras sustancias deletéreas que provocan cambios sobre el complejo dentino-pulpar o sobre la restauración en sí, dando lugar a hiperesesias dentinarias, hiperemias pulpares, necrosis pulpares, percolaciones marginales y colección en las interfaces de placa bacteriana que dará lugar a la instalación de una caries secundaria.

Estos problemas clínicos no están ausentes cuando se obtura una cavidad con amalgama de plata, y la presencia de ellos nos indujo a la realización del presente trabajo con las siguientes hipótesis determinantes:

A- Efecto de la presión de condensado de la amalgama de plata en los protectores bio-pulpares.

B- Valores de transmisión térmica en dientes obturados con amalgama de plata que llevan distintos medios de aislamiento bio-pulpar, interpuestos en diferentes espesores.

II. RESEÑA HISTÓRICA

ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS

Los materiales para la protección y aislamiento bio-pulpar han sido usados desde mucho tiempo atrás y su utilización fue basada en conocimientos empíricos y en / observaciones clínicas, de acuerdo a la experiencia particular de cada operador.

Así por ejemplo decía Preiswerk en 1916:

Con el objeto de alejar en lo posible de la pulpa las influencias térmicas y químicas, ahorrando al paciente tiempo y dolor, y con el objeto también de evitar las decoloraciones y el aspecto de algunos empastes, se utilizan las "oclusiones combinadas", es decir compuestos de diferentes materiales merced a lo cual se suman las buenas propiedades de cada uno de ellos.

Las combinaciones recomendables son numerosas. / Cuando los dientes, especialmente los molares poseen aún paredes resistentes, pero la pulpa está muy próxima a la superficie, aún estando protegida por una capa de dentina, las amalgamas prestan un señalado servicio, pero empleando una "capa / aisladora de la pulpa". En casos adecuados se utiliza gutapercha, en otros pasta de cinquenol. Es conveniente en este último caso esperar hasta que la pasta esté endurecida de lo contrario la capa más profunda de la amalgama no puede ser suficientemente condensada. Además usando cemento de fosfato la amalgama no comunica al tejido dentario su color oscuro. (10).

Hace solamente algunos años que estudios cuidadosos establecieron y definieron con más precisión, qué debemos y qué no debemos hacer en relación a la protección de la pulpa contra los varios tipos de injurias que ésta puede sufrir.

A pesar de que hoy, la selección y el uso de esos

agentes puede ser hecho sobre bases lógicas y científicas, no se cuenta con el material ideal, y por ello se cree fehacientemente que se debe seguir investigando sobre el tema.

II.A. CARACTERISTICAS HISTO-FISIOLOGICAS DE LOS TEJIDOS DENTARIOS QUE NECESITAN PROTECCION

Actualmente se considera que una vez que se ha atravesado la coalescencia amelodentinaria, se está en pulpa, ya que anatómica, histológica y embriológicamente son el mismo tejido, razón por la cual se lo llama complejo/dentino-pulpar.

La PULPA dentaria, es un tejido conjuntivo altamente diferenciado, ricamente innervado y vascularizado, responsable de la vitalidad del diente. (11). Su principal característica es la de producir dentina, además de proveer otras funciones como nutricias y sensitivas. (12).

"Pero la pulpa dental es algo más que el órgano formador de dentina. Sus funciones no terminan cuando el diente queda constituido y hace erupción". (3). En efecto, existen prolongaciones protoplasmáticas de las células que recubren la pulpa, los odontoblastos o dentinoblastos de Sicher, que penetran dentro de la dentina. / El cuerpo de estas células, con sus núcleos está dentro de la pulpa propiamente dicha. Sicher ha calculado que menos de una cuarta parte de su protoplasma es la que rodea el núcleo que está dentro de la pulpa y que las tres cuartas partes restantes están entre los conductillos dentinarios.

Los procesos odontoblásticos que están dentro de la dentina también sirven para transmitir estímulos de la

dentina hacia la pulpa, y los odontoblastos reaccionan a esos estímulos produciendo dentina secundaria. (3). Esta transmisión se hace por medio de una corriente hidrostática que pasa a través del proceso odontoblástico y llega hasta el odontoblasto.

Cada vez que una noxa -que puede ser el calor, la presión, los ácidos, las toxinas, los alergenos, elementos microbianos de distinta índole- actúa sobre los conductillos dentinarios, por el mecanismo de hipo o de hiperosmolaridad de esa corriente hidrostática, producen / aspiración o vacuolización de los odontoblastos. (5).

La respuesta primitiva de la pulpa ante esta hipo o hipertonicidad es una hiperemia, pero si la noxa no cesa de actuar o es muy intensa, esta hiperemia se transforma en cuadros patológicos severos -pulpitis-.

Al cortar la dentina, inevitablemente se cortan miles de prolongaciones odontoblásticas. El contenido intratubular de este tejido siempre es afectado cuando es lesionado, y sus contenidos protoplasmáticos son expuestos al exterior.

Una reacción leve, solamente produce un aumento de la permeabilidad de los túbulos cortados, a las soluciones colorantes y a los isótopos detectores, con o sin la ruptura de la membrana pulpo-dentinal entre la predentina y la capa odontoblástica.

Si la lesión es más severa, la porción nuclear/ de los odontoblastos presenta cambios tales como vacuolización y atrofia de la capa odontoblástica. La migración de los núcleos dentro de los túbulos dentinarios es común.

Si la lesión ha sido leve y de corta duración, es tas reacciones sólo se confinan a la zona de los túbulos afectados por el corte. Sin embargo, si la lesión es más severa o prolongada, o ambas cosas, los efectos se extienden dentro de la zona subodontoblástica, más allá de esos límites.

Si la lesión es realmente severa y más prolongada la zona de la pulpa por debajo de la cavidad presenta infiltraciones celulares, cambios en la sustancia fundamental, trombosis y hemorragias.

Si un agente lesionante, tal como una droga cáustica o un cemento ácido, actúa sólo durante un corto tiempo, por lo común, la dentina y la pulpa se recobran y sanan. Generalmente la porción del contenido intratubular / calcifica formando una capa impermeable de dentina esclerosada que protege a la pulpa de ulteriores ataques. Los residuos odontoblásticos son reactivados o reemplazados / por nuevos odontoblastos de las células mesenquimáticas / de reserva de la pulpa y se forma una nueva capa, más / bien irregular de dentina reparativa, antiguamente secundaria.

Si el tejido pulpar está sometido a severos y prolongados ataques, y más sobre una dentina joven, por lo / común conducen a la degeneración del contenido intratubular, con aumento en vez de disminución de la permeabilidad de estos túbulos y de la atrofia de la capa odontoblástica. No hay formación de nueva dentina reparativa. / El incesante embate se extiende entonces más allá de la zona subodontoblástica, dentro del cuerpo de la pulpa, / causando una inflamación crónica, ingurgitación de los /

vasos pulpares, seguida por cambios atróficos o necrosis de la pulpa. (2-5).

La dentina es el único tejido dentario capaz de recuperarse mediante la cicatrización, además es el único que sigue formándose casi toda la vida por reacciones fisiológicas normales o no. (13-14).

La cantidad de dentina reparativa, formada en la pulpa al lado de la dentina primitiva, está directamente relacionada con la cantidad de ese tejido eliminado, vecino al esmalte. (15-16-13).

La esclerosis dentinaria y la formación de dentina reparativa, constituyen el mecanismo de curación por medio de los odontoblastos. Cualquier tratamiento o material para obturación que interfiera este proceso curativo es biológicamente inaceptable. (2).

II.B. EFFECTOS DE LA CARIES SOBRE LA DENTINA

La caries de la dentina constituye un proceso de características muy particulares, por el papel que los / conductillos dentinarios y su contenido desempeñan en el avance de la enfermedad.

En el esmalte es necesaria una considerable cantidad de ácido para descalcificar los prismas y hacer posible el ataque de las capas más profundas; en la dentina en cambio por la disposición de los conductillos, el camino de la invasión y el avance de los microorganismos está facilitado, de allí que es frecuente que las caries en la dentina muestren un curso más rápido que las del / tejido adamantino. (14-17-11).

Clínicamente y por cortes histológicos, se pueden

identificar dos tipos de lesiones cariosas:

a- la doliente, de progreso rápido, aguda, activa y de pigmentación oscura y

b- la indolora, lesión crónica y vieja.

En el primer caso la dentina es altamente permeable a los ácidos, colorantes y a los detectores de isótopos. La aplicación de sustancias químicas lesivas o de materiales de obturación ácidos en contacto directo con estos túbulos abiertos, puede producir lesión de los odontoblastos y de la pulpa.

En el segundo caso, se presenta un cuadro muy diferente: los túbulos están esclerosados y son impermeables, tienen una apariencia dura, correosa castaño oscura. Aquí las sustancias ácidas encuentran una barrera no fácil de franquear. (2).

Ambos hechos se explican porque, si bien es cierto que la estructura misma de la dentina facilita el desarrollo del proceso, las fibrillas de Tomes son capaces de producir reacciones defensivas, y éstas, a su vez, barreras calcificadas, en respuesta al avance microbiano con un mecanismo protector específico. (11 - 5 - 14).

La 'dentina translúcida' es la primera manifestación de la reacción dentinaria ante el proceso de caries, que se puede observar no sólo como repercusión directa del mismo, sino también cuando dicho proceso no ha alcanzado aún este tejido. Se trata de una reacción vital, cuyo resultado es la precipitación de sales inorgánicas en el interior de los conductillos dentinarios, llegando en individuos de edad avanzada, aún fuera de toda irritación, á la obliteración total del conductillo. (5 - 14).

Los índices de refracción de los distintos elementos constitutivos de la dentina se tornan semejantes, determinando una zona homogénea, donde es difícil distinguir estructura alguna.

Algunos autores excluyen a la dentina translúcida que se observa en las caries, lo cual no sería una zona hipercalcificadora, sino, por el contrario, una zona de descalcificación. La descalcificación de la matriz calcificada, conduciría al equilibrio de los índices de refracción, haciendo igualmente homogéneo el campo. (14).

La 'dentina opaca' es en cambio aquella zona de la dentina primitiva, que a la observación microscópica aparece uniformemente de color negruzco, afectando a todos los conductillos que están relacionados con pérdidas superficiales de los tejidos duros del diente. No está / muy claro el significado de esta zona, y así mientras / que algunos autores la interpretan como un defecto de / técnica en la elaboración de los preparados histológicos, otros en cambio sostienen que es la consecuencia de un / proceso defensivo dentinario que determinaría la sobre- / calcificación de la fibrilla de Tomes únicamente en los / conductillos afectados por la lesión (5-14).

La dentina opaca se produce como consecuencia de remineralización parcial de las fibrillas de Tomes en la dentina normal, mientras que la dentina translúcida lo hace como resultado de la remineralización total de las mismas fibrillas. (13-18).

Y finalmente la 'dentina secundaria' que según / Alcayaga y Olazabal:

Denomínase dentina secundaria a la dentina patológica calcificada en respuesta a las excitaciones anormales que reciben los odontoblastos, para re-

emplazar una pérdida de substancia en la caparazón amelodentinaria (abrasiones, caries, etc.). (14).

Esta dentina de neo-formación localizada, se caracteriza por deformar la cámara pulpar (12), y su espesor es variable según la intensidad y el tiempo que la / excitación actúa sobre la pulpa. Otra particularidad es su color amarillento parduzco semejante al marfil (18).

Histológicamente la dentina secundaria presenta características propias que permiten diferenciarla. Se caracteriza por la pobreza de conductillos, los que están dispuestos en forma irregular y presentando a veces in-/ clusiones de distintas formas.

Cualquiera que sea el mecanismo que provoque su formación, la dentina secundaria tiene por misión principal defender a la pulpa de las agresiones externas, ya / sean caries, abrasiones etc.

El proceso de caries en la dentina, considerado/ desde el punto de vista patogénico, es el resultado de / dos fenómenos: uno destructivo, de desintegración, y o- tro de defensa, o de reacción. El primero determina la / formación de una dentina reblandecida, seguida luego por la presencia de una cavidad. El segundo, en cambio, se / manifiesta por la resistencia que ofrece a estas noxas / la pulpa dental, y la dentina translúcida, la opaca y la secundaria son el testimonio de esa reacción.

El conocimiento entonces del lugar y la extensión del ataque de la caries, la condición de la dentina, y de la pulpa por debajo de la lesión cariosa, adquieren una / importancia considerable en la selección y aplicación de

los materiales restauradores y de las bases o protectores bio-pulpaes.

II.C. EFFECTOS DE LOS PROCEDIMIENTOS OPERATORIOS

SOBRE LA PULPA

Al cortar la dentina, inevitablemente se cortan / miles de prolongaciones odontoblásticas.

Cuando más profundamente se talla una cavidad, y por lo tanto más próximo está el cuerpo de los odontoblastos, más severo es el traumatismo y el daño que éstos sufren.

Una preparación cavitaria superficial, que corta las prolongaciones odontoblásticas cerca del límite amelo-dentinario, suele producir sólo una leve irritación. / Esto actúa como un estímulo para las células lesionadas y da por resultado la producción de dentina de reparación / regular.

Al aumentar la profundidad de la cavidad, hay un aumento de la irritación, con el consiguiente incremento del ritmo de producción de dentina de reparación (3) o el colapso de los mecanismos de defensa pulpar (5).

Sin embargo (3), la relación entre el aumento de la velocidad de formación de dentina secundaria con la mayor profundidad de la cavidad, sólo es cierto cuando la / dentina está atacada hasta la mitad de su espesor, posiblemente porque es hasta ese sitio en donde se encuentra el límite máximo de la acción excitadora.

Cuando la dentina se corta más allá de la mitad, la velocidad de la formación del tejido de defensa o reparador comienza a disminuir, la dentina se hace más i-

irregular en su estructuración y su calcificación es deficiente.

Es por eso que en las preparaciones cavitarias/ profundas, los odontoblastos requieren un período de recuperación más prolongado. Sin embargo, una vez que comienza la formación de dentina de reparación, su ritmo / es más rápido, pero su calidad es inferior a la de la / dentina formada bajo cavidades superficiales (11).

II.D. FACTORES A TENER EN CUENTA EN LA ELECCION DEL PROTECTOR BIO-PULPAR

Profundidad de la cavidad:

La profundidad de una cavidad está determinada / por la mayor o menor cantidad de estructura dentaria, cariada o no, removida durante la preparación.

Cuanto mayor es la cantidad de dentina existente entre el piso de la cavidad y la pulpa, tanto mayor es la protección contra los cambios térmicos a través de una / restauración metálica y la penetración del ácido presente en un cemento dental. Toda cavidad profunda se debe tratar como si hubiera una posible exposición pulpar. (19).

El factor más importante en la prevención de las reacciones pulpares debidas a procedimientos operatorios, es la espesura de dentina remanente entre el piso de la / cavidad y la pulpa, pues como se ha demostrado, la dentina es un excelente aislante térmico y barrera química contra la penetración de ácidos (20-21-22). Cuanto mayor es el espesor de la dentina entre el piso de la cavidad y la pulpa, menor será la respuesta inflamatoria a cualquier / procedimiento operatorio (20).

Hasta hace poco tiempo se creía que una espesura de dentina remanente de 0.5 a 1 mm. eran suficientes para proteger adecuadamente a la pulpa, pues ella por sí / misma actuaba como una barrera contra la penetración de los ácidos. (2-20-19).

Swartz et al. demostraron lo contrario, aún en es pesores superiores a los antes mencionados, siendo observadas también variaciones de penetración de un diente y / otro, probablemente debido a una mayor o menor permeabilidad de la dentina en cada diente en particular. (23).

Como regla general, se acepta hoy, que la profundidad correcta de una cavidad en dentina sana, debe ser / aquella profundidad mínima que haya permitido la remoción del foco patológico o caries, logrando el cumplimiento de los requisitos necesarios para la obtención de forma de / resistencia, y retención satisfactorias, sin injuriar a / la pulpa ni debilitar la restauración.

Edad del paciente:

Con la edad, los túbulos dentinarios se enriquecen en minerales, reducen su diámetro y se hacen menos penetrables. Recientes estudios sugieren que los / minerales intratubulares probablemente son transportados a la dentina por medio de los vasos sanguíneos de la pulpa. Al mismo tiempo, también se / deposita dentina secundaria y la matriz dentinaria adquiere una apariencia amarillenta más intensa.(2).

Estos cambios son muy importantes en la selección y aplicación de los materiales restauradores y de las bases y protectores bio-pulpaes. En efecto, clínicamente, preparaciones cavitarias consideradas de profundidades se mejantes, en realidad no lo son, pues las capas de dentina remanente existente entre el piso cavitario y la cáma-

ra pulpar, presentan espesores diferentes.

Así, en pacientes de edad avanzada, la cavidad / donde se aloja el tejido pulpar coronario, se encuentra disminuída de volumen, como consecuencia de la aposición de las capas de dentina secundaria o adventicias formada por la acción de diferentes estímulos durante la vida clínica del diente. Esta cámara pulpar en pacientes / jóvenes, en cambio es mucho más amplia y es motivo para que en preparaciones cavitarias clínicamente consideradas superficiales, puedan presentar una pared pulpar // próxima al tejido pulpar. Los conductillos dentinarios presentan además, un diámetro mayor, favoreciendo así la penetración de agentes tóxicos o irritantes. (20).

Es importante recalcar, que la injuria traumática durante la preparación cavitaria se debe al corte de los odontoblastos. Esta injuria se produce en las prolongaciones odontoblásticas que se extienden junto al límite amelodentinario, y es imposible preparar una cavidad sin interferir en dichas prolongaciones. Así en dientes de pacientes más viejos, donde las prolongaciones no se extienden junto al límite amelodentinario, la preparación cavitaria superficial no interferirá en el proceso odontoblástico. (20).

La edad por sí misma -con relación a la dureza de la dentina, esclerosada o disminuída su permeabilidad- aparentemente no promueve protección efectiva para el tejido pulpar subyacente a la preparación cavitaria, excepto en aquellos casos de dientes de pacientes de edad muy / avanzada, donde las regiones de los cuernos pulpares, y de las porciones oclusales de las cámaras pulpares es-/

tán ocupados por dentina secundaria. La influencia del / proceso de envejecimiento no es tan acentuada a punto de superar el reconocido efecto del 'espesor de la dentina remanente'.

"Cuando la dentina reparadora no es encontrada en dientes de pacientes viejos, la intensidad de la respuesta no es modificada, comparada a los dientes jóvenes". (6).

Material de Obturación:

Es sabido que los materiales de restauración deben satisfacer ciertos requisitos físicos, químicos y biológicos, no debiendo dañar a los tejidos vivos en virtud de sus acciones químicas o por las filtraciones marginales, ya que éstas pueden inhibir la esclerosis de los túbulos dentinarios y la formación de dentina reparativa, o también por la transmisión de estímulos térmicos o eléctricos. Y es sabido también que a pesar de su incesante / búsqueda, no existe un material que pueda satisfacer la / totalidad de los requisitos exigidos. (2-5).

De allí la necesidad de interponer entre el piso cavitario y el material de obturación una o unas capas de protectores bio-pulpaes tendientes entre otros fines, a contrarrestar los efectos negativos de esos materiales. Y según ellos será el protector que seleccionaremos. Así / por ejemplo, debajo de una obturación de amalgama de plta, se requiere un material de base que tenga la suficiente resistencia mecánica para soportar las fuerzas de condensación, que sea un buen aislante térmico y eléctrico y que impida la filtración marginal durante las primeras semanas de uso hasta tanto se produzca el auto-sellamiento

- marginal. (3-19-2-24).

Debajo de una obturación de cemento de silicato, debemos en cambio interponer un material que neutralice o contrarreste la acción de los iones ácidos sobre la pulpa, pero evitando de interferir el efecto que ejercen los iones fluor presentes en el material de obturación y el esmalte. (25-3-19-2-17-5).

Por último, tanto en las resinas acrílicas convencionales como en las compuestas, debemos seleccionar un / material que proteja el tejido pulpar de los efectos deletéreos del componente obturador, a la vez que tenga compatibilidad con el mismo, y no altere ni interfiera el mecanismo de polimerización y el color de la obturación. (2-3-19-5-17).

II.E. REQUISITOS DE UN PROTECTOR BIO-PULPAR

Un material protector es considerado ideal cuando es capaz de:

- 1- Proteger a la pulpa de los choques térmicos y eléctricos.
- 2- Ser útil como agente bactericida o inhibir la actividad bacteriana, esterilizando la dentina y caries / residual de lesiones cariosas profundas.
- 3- Promover efecto anodino sobre la pulpa.
- 4- Inhibir la penetración de iones metálicos -mercurio- de restauraciones de amalgama hacia la dentina subyacente previniendo de este modo también la decoloración del diente.
- 5- Evitar la infiltración de elementos tóxicos o

irritantes constituyentes de materiales restauradores y de agentes cementantes hacia el interior de los conductillos dentinarios y hacia la pulpa.

6- Asegurar el sellado marginal de las restauraciones, evitando la infiltración de saliva y microorganismos en la interfase pared cavitaria-restauración.

7- Debe ser de aplicación fácil, y no deberá contaminar áreas del diente fuera de la preparación de la cavidad. (26-27-5-28-17-29-2-30).

Evidentemente, ninguno de los materiales protectores disponibles actualmente presentan todas las propiedades mencionadas anteriormente, y su utilización, individualmente o en conjunto, debe obedecer a una evaluación / criteriosa de sus características y de cada caso clínico en particular.

Por otra parte, una capa de dentina esclerosada, de dentina secundaria, de dentina opaca o de dentina reparativa, son capaces de poseer muchos de aquellos requisitos, y de acuerdo al espesor de esta capa dentinaria / que separa a la pulpa de la cavidad, dependerá la elección de el o de los materiales de protección bio-pulpar. (31).

II.F. EFFECTOS BIOFISICOS DE LAS RESTAURACIONES DE AMALGAMA DE PLATA

De fundamental importancia es el efecto de los materiales restauradores colocados a varias o distintas profundidades en dentina, y la respuesta pulpar a esas alteraciones. Numerosos estudios fueron realizados para evaluar histopatológicamente la respuesta pulpar a esos materi

riales restauradores, y ninguno de ellos puede ser considerado inerte desde éste punto de vista, más aún, son tratados como irritantes pulpares, algunos activos, otros en potencia. (7).

La AMALGAMA, material restaurador más universalmente usado, proporciona excelentes resultados clínicos. Paffenbarger (32) señaló que este material, empleado en tres de cada cuatro restauraciones, es un triunfo metalúrgico. Puede ser plástica a temperatura del cuerpo y sin embargo endurece a la misma temperatura; tiene gran resistencia, y sin embargo es suave para el huesped.

Pero Massler (33) expresó que a pesar de ciertas ventajas que posee (plasticidad, facilidad de manipulación, hermeticidad) la amalgama de plata tiene defectos inherentes de manera que no llega a ser el material ideal de obturación.

En efecto, la amalgama, como material de restauración produce alteraciones en los distintos tejidos del elemento dentario donde asienta.

En el ESMALTE: el oscurecimiento del tejido adyacente a una obturación de amalgama es explicado generalmente por el hecho de que la luz que pasa a través del esmalte translúcido, es reflejada por la amalgama subyacente. Sin embargo, el esmalte separado de la amalgama pierde parte de su apariencia oscurecida (azul-negra) pero no recobra su aspecto blanco y transparente. Esta propiedad limita seriamente el uso de este material en la porción anterior de la boca, puesto que tanto los dientes, /

como las obturaciones adquieren un aspecto desagradable.

Figura 1.



Figura 1. Corte vestibulo-lingual de una cavidad tallada en esmalte y obturada con amalgama de / plata, donde se observa el oscurecimiento de la superficie oclusal de la obturación y escasa alteración de color en tejido adamantino.

En la DENTINA: la pigmentación es mucho más intensa y profunda que la del esmalte, y en base a los experimentos de Massler y Barber (3-19-33-2) se llegó a la conclusión de que: en el mecanismo de coloración de la dentina, debajo de obturaciones con amalgama, participa una difusión lenta de iones metálicos solubles a través de la dentina, bajo la influencia de una acción galvánica intermitente que se origina desde el interior mismo de la obturación de a-malgama. De dicho proceso resulta una precipitación de iones metálicos, insolubles. Los sulfuros derivan probable-

mente de una fuerza externa -la saliva-. Figuras 2 y 3.

Estos resultados confirman la teoría expuesta por Schriever y Diamond (34), quienes afirman que las fuerzas electromotrices y las corrientes producidas por las obturaciones metálicas, siguen un circuito establecido por: / obturación, pulpa, y hueso, pulpa y obturación del diente vecino. Solamente en casos excepcionales, el circuito se completa dentro de la boca y entonces puede producir lesiones orales. (35-36).



Figura 2. Corte vestibulo-lingual de una cavidad obturada con amalgama de plata sin aislamiento / bio-pulpar. Nótase la dentina opaca y el color a azul-negro de la precipitación mercurial.

Esta misma acción galvánica, -según Schoonover y Souder (37)- produce la corrosión, el agrietamiento y el ennegrecimiento, más que una simple oxidación de las superficies internas, semejantes a la que se puede observar

en las superficies externas. Esta corrosión puede ser la causa de los fracasos marginales que permiten la infiltración de líquidos.

En la PULPA: Silverkweit et al. (6) y Massler (19) demostraron que los efectos sobre la pulpa, en dientes obturados con amalgama, tienen una relación directa con la profundidad a que penetran los iones mercurio. Estos actúan como inhibidores de sus actividades funcionales, pero sin producir cambios atróficos o degenerativos ni cambios inflamatorios dentro del tejido pulpar propiamente dicho. Cuando se encuentran cambios degenerativos en la /



Figura 3. Cavidad oclusal obturada con amalgama de plata sin protección bio-pulpar, aún en la zona de profundización esférica producida por la eliminación del tejido cariado. Obsérvese: a-dentina opaca; b-dentina translúcida y c-contaminación mercurial.

pulpa debajo de amalgamas que obturan cavidades profundas, es muy posible que dichos cambios se deban a 'choques térmicos'. En efecto, por ser un metal, la amalgama presenta una conductibilidad térmica mayor que la de la estructura dentaria. (28-18).

En general la temperatura del medio bucal es semejante a la del cuerpo humano y en especial a la del órgano pulpar, no registrándose cambios térmicos en estas / situaciones con la ingesta de alimentos fríos o calientes ya que el complejo esmalte-dentina es la estructura responsable de la protección biológica de la pulpa, impidiendo oscilaciones de temperatura en la misma. (37-7-39).

Cuando existen obturaciones metálicas y en especial de amalgama, la situación es distinta. Por la acción del frío y del calor, los márgenes de la obturación se abren y se cierran dando como resultado una percolación, / -que puede llegar hasta 25 micrómetros- y que a medida / que pasa el tiempo, disminuye como consecuencia del depósito de los productos de corrosión -sulfuros metálicos- y de los materiales salivares que ocupan la interfase marginal (2-24). Estudios histológicos demostraron que después de la inserción de la amalgama, hay o se produce una ligera reacción pulpar, que se atribuía a la acción de las / fuerzas ejercidas durante la condensación del material obturador. Hoy se sabe que tal irritación es causada por / los efectos lesivos ocasionados por la microfiltración al rededor de la amalgama. (7 - 40). Otras consideraciones / deben ser hechas con relación a la 'conductibilidad térmica

ca' de las estructuras dentarias y de los materiales restauradores.

El órgano pulpar, si bien tolera normalmente temperaturas que van desde los 16°C a los 55°C, puede, / por efecto de los contrastes violentos a los que se lo somete en la vida cotidiana, provocar reacciones desagradables e incómodas. Tomemos como ejemplo la ingestión de un café caliente (55 a 61°C) seguido por un vaso de agua de refrigerador (6 a 13°C).(8).

Así es que, una restauración de amalgama, sometida a un efecto constante de calor o de frío -ciclaje térmico- sobre su superficie oclusal, presenta una temperatura en el interior de la cavidad idéntica a la del exterior, en el lapso de dos a tres minutos. (7).

Brannström (20) afirma que cualquier variación en la temperatura, causaría en el tejido dentinario, movimientos axiales de los contenidos tubulares y ésto estimularía las fibras nerviosas en la pulpa, percibiéndose / sensación dolorosa.

Veamos ahora cómo actúa o qué efectos producen estos cambios térmicos en los vasos sanguíneos.

Según Gängler (39) las reacciones de la circulación sistémica y la microcirculación de la pulpa, en casos de estas influencias o cambios de temperatura entre / 30°C y 55°C, presentan ciertas características que le son muy particulares. En los valores medios entre +25 y +40°C existe un intervalo protector en el cual no hay cambios / irreversibles hasta en el caso de una influencia exitante y prolongada.

Por un lado la reacción de la circulación sanguínea de la pulpa muestra en el ámbito térmico de +25°C y /

+50°C, una tendencia equilibrada que consiste en el aumento de la velocidad de la corriente sanguínea. Temperaturas de más de 40°C y de menos de 25°C conducen a una dilata- / ción vascular y a una disminución de la velocidad de la / corriente sanguínea, así como también a la formación de / marginaciones, diapédesis, obstrucción capilar y finalmente a la trombosis de secciones enteras de la pulpa.

Por otro lado, la influencia dañosa de excitaciones por frío y calor, sobre el complejo dentino-pulpar manifiesta diferencia. En efecto: la acción del calor conduce mucho más rápidamente a una influencia sobre las paredes vasculares de vasos sanguíneos mayores y menores, por lo que se aumenta la permeabilidad y se originan agrega- / dos de trombocitos y eritrocitos como precursores de pre-estancamientos. A su vez, la tolerancia de tiempo de la / pulpa frente a un aumento térmico en dentina es esencial-mente menor que en el subenfriamiento. Por eso en excita-ciones calóricas, se presentan éxtasis capilares irrever-sibles con una velocidad de la corriente sanguínea apenas demorada o acelerada.

Seltzer y Bender (11) comprobaron en dientes de / perros, que cuando éstos se sometían a una fuente de ca- / lor oscilante entre 40°C y 45°C se producía un incremen-to de la permeabilidad capilar, como lo indica la presencia de grandes cantidades de plasma en el tejido pulpar. También era evidente una gran cantidad de leucocitos neu-trófilos, marginados a lo largo de las paredes de los va-sos sanguíneos. Estos leucocitos eran considerables en / los capilares odontoblásticos.

Lisante y Zander (22) han demostrado igualmente,

que el calor tiene un efecto destructor sobre la pulpa. / También han establecido que la dentina es un aislante muy eficaz para el calor, de ahí que porciones de pulpa, tengan la tendencia a lesionarse en las áreas situadas inmediatamente debajo de la cavidad preparada. La pulpa sana / es capaz de delimitar estas áreas lesionadas en un espacio de tiempo que oscila entre los 21 y 30 días. La recuperación depende de factores como el estado de salud pulpar, de la extensión del daño hístico y de la presencia / de una cantidad suficiente de células capaces de diferenciación (11), a lo que podríamos agregar: el sellado cavitario correcto con un protector adecuado que determine acciones benéficas o positivas en el órgano pulpar. (5).

II.G. EFEECTO DE LA PRESION DE CONDENSADO DE LA AMALGAMA SOBRE EL COMPLEJO DENTINO-PULPAR

Según Mjör I.A. (41), se ha demostrado que la presión de condensado de la amalgama puede dañar mecánicamente los vasos del tejido pulpar, contribuyendo al sangrado de los mismos.

Concuerdan con estos resultados, los trabajos de / Seltzer y Bender (11), quienes encuentran edema, hemorragia y desplazamientos de los núcleos de los odontoblastos, siendo mayor la alteración observada cuando más profunda / es la cavidad.

Esta presión de condensado, podría ocasionar también movimientos de los contenidos tubulares (18), aunque algunos autores (20) creen que esta presión es absorbida por la matriz dentinaria dura.

Brannström (20) halló que los núcleos odontoblastos-

ticos se desplazaban hacia los túbulos dentinarios cuando la cavidad se exponía a presión de 2 Kg/cm^2 durante 3 minutos. A breve plazo ya no se ven más los núcleos odontoblásticos desplazados dentro de los túbulos dentinarios. Con respecto a la lesión odontoblástica, se produce una aceleración de la formación de dentina reparadora, y los / núcleos de la predentina son calcificados.

De fundamental importancia es el espesor de dentina remanente entre el piso de la cavidad, y la cámara pulpar. Cuando aquél es pequeño, existe la posibilidad de producir alteraciones en el órgano pulpar, por acción de las fuerzas compresivas ejercidas durante la condensación de / la amalgama (15), de allí que es imperativo en estos ca- / sos la colocación de una capa de aislante dentino-pulpar, para que, la presión de condensado no incida directamente sobre la pared dentinaria.

II.H. REQUISITOS DE LOS PROTECTORES BIO-PULPARES EN CAVIDADES OBTURADAS CON AMALGAMA

Debajo de una restauración metálica, la función / primaria del protector bio-pulpar es aislar al complejo / dentino-pulpar del ciclaje térmico, previniendo también / la acción galvánica y la penetración de iones de mercurio de la obturación a la dentina, como así también favorecer la recuperación de la pulpa lesionada (2-29). Figura 4.

Cuando se coloca una base aislante entre la obturación y los conductillos dentinarios que van hacia la / pulpa, se impide el cierre del circuito galvánico y algunas consecuencias desagradables:

1- Evita los cambios térmicos sobre la pulpa.

2- Retarda la corrosión de la amalgama en la superficie externa o bucal. Si la base aislante es buena, / la amalgama retendrá su pulimento durante mucho tiempo / en vez de ennegrecerse a corto plazo.



Figura 4. Corte vestibulo-palatino de una cavidad oclusal con aislamiento bio-pulpar que impidió las alteraciones de color en el tejido dentinario, producidas por la infiltración de mercurio residual.

3- Demora la corrosión de la superficie interna / -la superficie dentinal-, que es una de las causas de las fallas en el sellado marginal.

4- Evita el ennegrecimiento de los dientes y retarda el progreso de los iones metálicos dentro de los / conductillos dentinarios.

5- Cuando el espesor de la capa de dentina existente entre la obturación y la cámara pulpar es delgada, evita o disminuye los efectos de las fuerzas compresivas, ejercidas durante la condensación. (2-21-29-9-42-43).

III. MATERIALES Y TÉCNICAS
UTILIZADAS PARA EL AISLAMIENTO
BIO - PULPAR

Para lograr resultados clínicos satisfactorios, / es esencial la cuidadosa elección del material apropiado para el tipo de procedimiento que se va a realizar, como así también el manejo adecuado de los mismos.

La elección del material por el odontólogo dependerá de sus conocimientos sobre las limitaciones físicas del mismo y sus efectos sobre los tejidos dentarios vitales. (44).

Este capítulo abarca la descripción de las propiedades físicas y biológicas, como así también las técnicas de manipulación de algunos materiales dentales utilizados comúnmente como protectores bio-pulpaes. Figura 5.



Figura 5. Materiales de aislamiento y protección bio-pulpar, utilizados para la realización de este trabajo.

III.A. BARNICES CAVITARIOS

Son compuestos a base de resina de copal, natural o sintética, disuelta en cloroformo, éter o acetona, que al ser aplicados en una cavidad, forman una película semipermeable con la evaporación rápida del solvente, sellando con cierta eficiencia los túbulos dentinarios. (7-45-27) y formando una barrera física que favorece la aislación química del elemento dentario. (5).

Estos barnices cavitarios han adquirido gran notoriedad en los últimos tiempos y su uso se ha generalizado en la Odontología restauradora.

A pesar de que en sus comienzos no tuvieron las propiedades deseadas -su uso data de 1886 (20)-, el reemplazo de la metilcelulosa como compuesto sólido dio lugar, alrededor de 1950, a los hoy difundidos y valorados barnices cavitarios, cuya aplicación para reducir la sensibilidad de la dentina recién cortada y proteger el tejido pulpar de los efectos dañosos de los materiales de obturación, se hace imperativo en la práctica diaria.

Composición química:

Los sólidos resinosos pueden ser naturales o sintéticos. Entre los naturales se prefiere generalmente la resina de copal, cualquiera sea su origen -Fósil, Manila, Sierra Leona y Loba A-, a la sandárac y la colofonia, / porque dejan menos poros; y entre las sintéticas se utiliza generalmente el poliestireno o la celulosa nitrada.

Los disolventes orgánicos más utilizados son: el éter, cloroformo, acetona, tolueno, alcohol etílico, acetato de etilo, y están en el preparado en una proporción

de 80 : 20 con respecto al sólido.

La mayoría de los barnices traen, sin embargo, como disolvente, al éter o al cloroformo por considerarlos menos cáusticos para el tejido pulpar.

Más recientemente fueron introducidos en el comercio los Barnices Modificados que se componen básicamente de resinas naturales o sintéticas, disueltas en solventes orgánicos, a los que se les adicionan sustancias como el hidróxido de calcio, el óxido de cinc, perlas de polímeros etcétera. Son los llamados 'Liners' en lengua inglesa.

Características y espesor de la película:

Todo barniz, cuando se coloca en el interior de una cavidad, debe constituir una membrana contínua, uniforme, insoluble y semipermeable. (17-9-5).

Contínua: porque no debe presentar fisuras ni resquebrajamientos que puedan producir solución de continuidad en la película.

Uniforme: que en el interior de la capa no contenga poros de aire ni nada que altere su homogeneidad.

Insoluble: es una de las ventajas más importantes que posee. En efecto, la insolubilidad del barniz llega al 1.3% colocado en agua destilada con ácido cítrico durante una semana. Este valor nos indica que prácticamente es insoluble en los flúidos bucales.

Semipermeable: esta particularidad de la capa de barniz, permite que el metabolismo normal de la dentina con el esmalte continúe sin interferencias, al dejar pasar iones / muy pequeños, generalmente de H, O y Ca, tanto de la cavidad hacia la pulpa, como en sentido contrario.

Espesor de la película: varía de 5 a 25 micrómetros, dependiendo del tipo de solvente empleado y del número de aplicaciones realizadas.

Propiedades:

Los barnices cavitarios pueden presentar una ligera acción bacteriostática debido a la acción del solvente, que como se evapora rápidamente, su acción está limitada a ese corto tiempo. Se le han incorporado también fluoruros con el fin de proporcionar al barniz propiedades anticariogénicas, pero los resultados de tal incorporación no han sido aún confirmados. (7).

Debido a la particularidad que tiene la capa aplicada sobre las paredes cavitarias de convertirse en una membrana semipermeable y permitir o impedir en forma selectiva, de acuerdo a su tamaño, el paso de iones hacia el interior de la dentina, el uso de estos barnices es de gran utilidad como aislantes de la acción tóxica de diversos materiales de obturación. Y así, aunque algunos autores como Zander (40) atestiguan que a pesar de reducir el pasaje de los ácidos del cemento de silicato, del cemento de fosfato de cinc y del sílico-fosfato, no impiden totalmente la difusión hacia la dentina, otros trabajos en cambio, como los de Phillips (42), Komatsu (46) y Fernández (47) revelan el efecto protector del barniz ante la manifiesta disminución del recuento radioactivo de la dentina subyacente, en dientes obturados y sumergidos en soluciones radioactivas.

Microfiltraciones: una de las grandes ventajas de este material es disminuir la penetración marginal. En efecto, /

es común -en pacientes con restauraciones de amalgama recientemente realizadas- la aparición de manifestaciones / dolorosas, que desaparecen después de un corto tiempo. Este hecho se debe a una hiperemia causada por la preparación cavitaria y / o por la penetración marginal, formando microcorrientes que se transmiten a la pulpa.

Con la aplicación de una o dos capas de barniz en las paredes cavitarias, no se observa esta sintomatología, porque al actuar como una membrana semipermeable, impide / el pasaje de sustancias o microorganismos que se localizan en la interfase amalgama/pared cavitaria y que serían los responsables de tal sensibilidad. (29-48-40-5-27-49). Los trabajos de Muñiz (50), de Barber, Hines y Massler / (51), Gastao (52), Dachi (53) etc., lo comprueban también in vitro, utilizando soluciones radioactivas y colorantes.

Por otra parte, también por su semipermeabilidad, se impediría el paso de iones metálicos de la amalgama al esmalte y dentina adyacente a las restauraciones. Estos / iones -plata, estaño y mercurio- entran eventualmente en contacto con los fluidos bucales que se acumulan en la interfase diente/restauración para formar productos de corrosión como los sulfatos. El barniz, al impedir su pasaje previene la coloración verde grisácea de las estructuras dentarias. (29-3-19-33-2-7).

Acción sobre el galvanismo: por su propia naturaleza resinosa, los barnices son buenos aislantes eléctricos, cualidad que depende de la continuidad de la película, ya que ésta es necesaria para impedir que la restauración metálica entre en contacto con las paredes cavitarias y la corriente galvánica pase así a través de la dentina que es

buena conductora eléctrica.

Esta propiedad de los barnices, en la práctica, no siempre se torna efectiva, ya que es común que durante la condensación de la amalgama o la cementación de una restauración metálica, parte de esa película de barniz pueda ser alterada en su continuidad.

Además, el barniz cavitario aplicado sobre la superficie externa de una restauración metálica, es útil en la disminución de la sensibilidad posoperatoria debido a las corrientes galvánicas, ya que aísla la restauración de la saliva e interrumpe el circuito.(7).

Aislación térmica: a pesar de que son sustancias que presentan baja conductibilidad térmica, los barnices cavitarios, según la opinión de numerosos autores, no proporcionan un aislamiento térmico efectivo debajo de obturaciones metálicas.

Voth y colaboradores (54) comparando la difusión térmica a través de amalgamas y varias bases y protectores cavitarios, determinaron que los barnices no proveen aislamiento térmico adecuada. Por su parte, Phillips / (29), Peyton (21) y otros también expresan su escasa efectividad como aislantes térmicos y concuerdan que es debido al delgado espesor de la película, pero que incluso en algunos casos, una capa exageradamente gruesa de barniz, tampoco brinda buen aislamiento. Sin embargo, / Brannström (20) propone su uso debajo de obturaciones con amalgama, no porque provea aislamiento térmico directa, sino porque indirectamente lograría la misma, al obturar / los conductillos dentinarios, evitando así el pasaje del fluido del contenido tubular, movilizado por el efecto /

térmico transmitido por la amalgama, previniendo entonces los estímulos nerviosos y la sensación de dolor. (55).

Presentación comercial:

La mayoría de los barnices son suministrados por los fabricantes, en frascos herméticamente cerrados para evitar la evaporación del mismo. Figura 6.



Figura 6. Frasco colapsable de polietileno que contiene barniz a base de resina de copal y fluor.

Suelen también acompañarlos con una botella adicional de solvente puro. Este solvente puede emplearse para evitar que el barniz se espese, ya que es conveniente / mantener el envase lleno hasta la mitad. Niveles inferior-

res conspiran contra los fines que se persiguen en su aplicación, ya que al estar demasiado espeso no se seca / rápidamente y se resquebraja. (26).

Técnica de su aplicación:

Las soluciones de barniz se aplican generalmente por medio de una pequeña torunda de algodón tomada con una pinza para algodón (Figura 7), o de un instrumento para conductos radiculares. También puede llevarse a la cavidad con un pincel de pelo de marta o con una pequeña / ansa de alambre que se puede realizar con una sonda de / las que se utilizan en endodoncia. (5).



Figura 7. Torunda de algodón pequeña y bien apretada, embebida con una gota de barniz.

Si se utiliza una torunda de algodón es conveniente desecharla después de cada aplicación para evitar la / contaminación del contenido del frasco. (56).

Colocado el barniz sobre las paredes cavitarias,

se inyecta suavemente un chorro de aire, a una distancia de aproximadamente 10 cm. El aire tiene la propiedad de hacer que esa película se distribuya por todas las paredes. (5).

Cuando la cavidad va a ser obturada con amalgama, la capa o las capas de esta resina deben llegar a incluir el ángulo cavo-periférico, evitando así las microfiltraciones.

En cambio, si se va a obturar con cemento de silicato, es conveniente eliminar el barniz de las paredes adamantinas, para permitir la acción anticariogénica de los fluoruros sobre el esmalte. (21). Como es bastante / difícil colocar la película hasta el límite amelodentinario, se puede eliminar del esmalte el barniz, con el solvente adicional que trae el avío, mediante un instrumento pequeño.

Si la cavidad va a ser obturada con resinas acrílicas o compuestas, es conveniente que sobre la capa de barniz, se coloque otro protector, pues no debe entrar / en contacto con el material de obturación, ya que el solvente reacciona con éste e interfiere en la polimerización del mismo..(9).

III.B. HIDROXIDO DE CALCIO

Los productos a base de hidróxido de calcio son / actualmente bastante difundidos y muy utilizados gracias a su comprobada propiedad de estimular la formación de / dentina y proteger a la pulpa contra los estímulos termo-eléctricos como así también de la acción tóxica de algu-

nos materiales restauradores. (7-57).

Acción biológica:

Seltzer (11) explica el mecanismo de acción del / hidróxido de calcio -considerado hoy por la mayoría de / los autores como el mejor material para el tejido pulpar- de la siguiente manera:

... es una base insoluble que se disocia en un grado limitado, en sus iones Ca^+ y OH^- . Los iones oxhidrí-
licos quedan disponibles para la neutralización de los hidrogeniones de los ácidos de los cementos.

No obstante, ante una agresión motivada por una / cantidad elevada de ácidos, puede el hidróxido de calcio no ser suficiente para neutralizarlos (58).

Por otra parte, la inducción a la neoformación / dentinaria es de naturaleza desconocida (7) y su mecanis-
mo de acción es distinto sobre la dentina y sobre la pul-
pa.

En efecto, sobre la dentina, el hidróxido de cal-
cio produce esclerosis de los túbulos dentinarios, pero / no estimula el depósito de dentina de reparación, y sin / embargo, como es insoluble y no penetra en toda la longi-
tud del conductillo, actúa como una barrera mecánica (11).

Además, estudios densitométricos realizados por / Mjör (59) demostraron -por estadística- un incremento al-
tamente significativo en su dureza cuando se la cubre con una mezcla de hidróxido de calcio y, a pesar de descono-
cer el proceso que interviene en el aparente incremento / de mineralización de la dentina, sugiere que éste puede / resultar en alto grado, de una deposición adicional de mi-
neral en las paredes de los túbulos dentinarios -minerali-
zación intratubular secundaria-.

En cambio, cuando el hidróxido de calcio es aplicado sobre la pulpa, estimula la formación de dentina de reparación. Al entrar en contacto con el tejido pulpar, se formará un puente calcificado que sellará el tejido vivo. Microscópicamente la capa superficial de la pulpa se necrosa y el tejido se retirará de 50 a 150 micrómetros del agente empleado para el recubrimiento. Después de cuatro a seis semanas podrá observarse radiográficamente el éxito de la protección. La dentina nueva es similar a la capa osteoide y cubre toda la zona de exposición (23).

Parece ser que la inducción de la neoformación dentinaria se debe al pH altamente alcalino del hidróxido de calcio, siendo el mismo de 11.5 a 13.0 (32).

Lossio (27) explica el mecanismo íntimo de la reparación diciendo que:

...debido a su pH alcalino al entrar en contacto con el tejido pulpar, provoca una necrosis superficial, habiendo en consecuencia proliferación de un proceso inflamatorio agudo, seguido de diferenciación de células mesenquimáticas subnecróticas en odontoblastos, los que son responsables de la formación de la matriz orgánica, cuya calcificación se hace a partir de iones de calcio de la corriente sanguínea. El proceso de dentinogénesis es acelerado por el hidróxido de calcio por tornar alcalina la región subnecrótica, además de facilitar el trabajo de los odontoblastos. Los iones calcio del hidróxido de calcio no participan del proceso de calcificación, siendo diseminados en el tejido necrótico.

Por los resultados de los trabajos realizados por los diversos investigadores (2-3-13-19-30-58-59-60-61-62-63) y por los éxitos obtenidos en la clínica, el hidróxi-

do de calcio es indudablemente el material de elección / en la protección del complejo dentino-pulpar cuando las cavidades talladas son profundas y particularmente en a aquellas donde existe o se presume la posibilidad de microexposición no detectada clínicamente.



Figura 8. Avío del cemento de hidróxido de calcio MPC conteniendo un tubo con pasta base y otro con catalizador, y un bloc de papel satinado.

Formas de presentación:

El hidróxido de calcio, cuyo principal uso como protector bio-pulpar se debe a su acción medicamentosa, puede ser empleado en formas distintas de acuerdo a la finalidad que se persigue con su aplicación:

- a- Solución de hidróxido de calcio.
- b- Suspensión de hidróxido de calcio.
- c- Pastas de hidróxido de calcio.
- d- Cementos de hidróxido de calcio.

a- Solución de hidróxido de calcio: puede ser preparada por el profesional, adicionando 10 a 20 g. de hidróxido de calcio pro-análisis en 200 ml. de agua destilada. El hidróxido de calcio sedimenta, pero la solución alcalina tiene una concentración aproximadamente de 0.2% del material. Esta solución es útil para todos los tipos de cavidades, cualquiera sea su profundidad, siendo lavados / con esta solución antes que la protección pulpar y la restauración sean colocados. Por otro lado, el sedimento depositado en la profundidad del recipiente constituye una eficaz pasta para protecciones directas. (5-28-7).

b- Suspensión de hidróxido de calcio: consiste fundamentalmente en una suspensión de hidróxido de calcio en solución de metilcelulosa que debe ser agitado antes de su uso. Puede emplearse como protector único en cavidades de mediana profundidad. Ejemplo de esta preparación es el / Pulpdent. (28-7).

c- Pastas de hidróxido de calcio: están constituidas básicamente de hidróxido de calcio pro-análisis, disueltos en agua destilada y no endurecen después de su colocación en las cavidades. El Calxyl, el Hipo-cal o también el Pulpdentpaste, son ejemplos de estas pastas, que están indicadas para ser usadas por su capacidad de estimular la / formación de dentina reparadora en protecciones directas, pero como no endurecen con la debida prontitud, es nece-

sario la colocación de otro cemento sobre las mismas antes de la restauración (7).

d- Cementos de hidróxido de calcio: son productos a base de hidróxido de calcio, cuyos vehículos no modifican la acción biológica benéfica de los mismos, y le confieren/ en cambio propiedades físicas más deseables (40).

Generalmente está compuesto por dos pastas que se mezclan sobre un bloc de papel satinado (figuras 8 y 11). Después del fraguado se forma un material para base rígido y con propiedades mecánicas favorables. (56).



Figura 9. Dosificación en longitudes iguales de la pasta base y catalizadora del cemento de hidróxido de calcio MPC.

Propiedades físicas de estos cementos:

1- Resistencia a la compresión: Según Phillips (9) estos cementos tienen una resistencia a la compresión de 39 a 77 Kg/cm² a los 7 minutos de colocados.

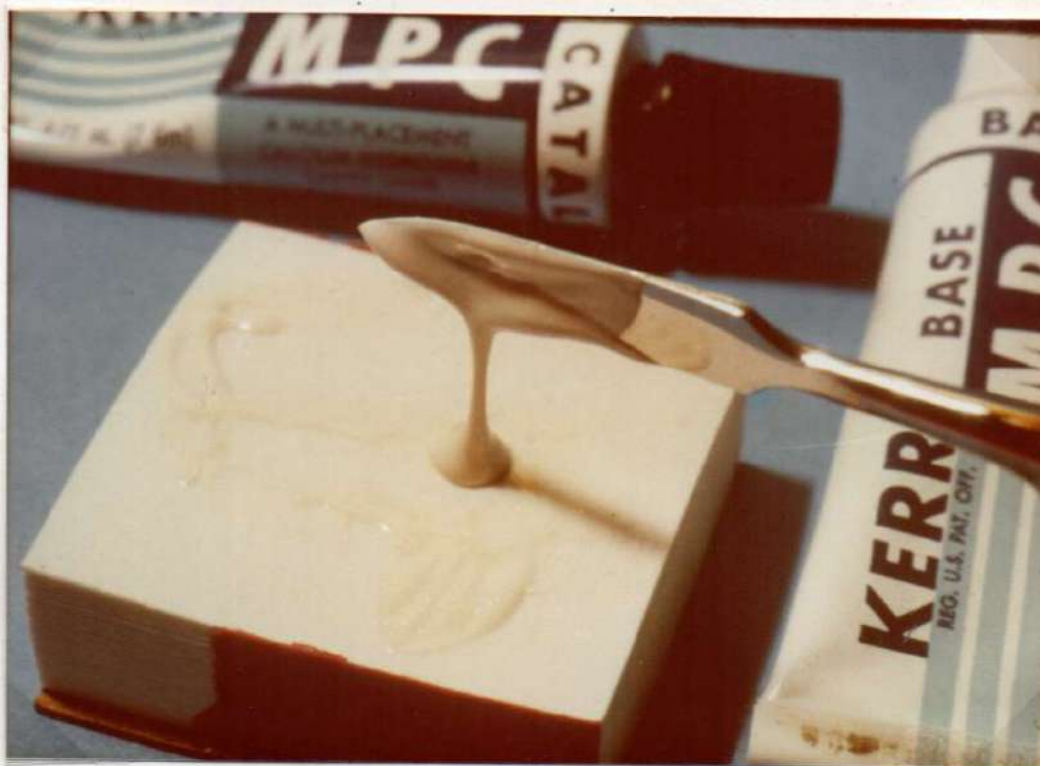


Figura 10. Mezcla de cemento de hidróxido de calcio MPC en condiciones de ser llevada a la cavidad.

Existen discrepancias entre los resultados de los trabajos de los diferentes autores sobre si la resistencia de los cementos de hidróxido de calcio colocados como base es suficiente para resistir las fuerzas de compresión ejercidas durante la condensación de la amalgama.

Y así, mientras Phillips sostiene que materiales para base con una resistencia a la compresión inferior a 78 kg/cm^2 se fracturan o desplazan durante la condensación de la amalgama, el mismo autor señala más adelante que en ciertos casos -depende del diseño de la cavidad- bases de alguno de los cementos de hidróxido de calcio, pueden ser eficaces, mientras que en otros casos es necesario cubrirlos con una capa de cemento de fosfato de cinc.

Mondelli (7) por su parte sostiene que la resis-

tencia a la compresión después de los 7 minutos de la espatulación, posibilitan indicar estos agentes protectores como base única en caso de protecciones indirectas, por / soportar sin alteraciones las presiones de condensación / de la amalgama. Y agrega además, que la experiencia clínica que se tiene en caso de protecciones indirectas debajo de restauraciones de amalgama en cavidades de clase I y II, permiten considerar a estos cementos con la suficiente resistencia para soportar no sólo la condensación de la amalgama, sino también los esfuerzos masticatorios cuando es utilizado como base protectora única.

Figura 11. Avío del cemento de hidróxido de calcio Dycal.



Considerando la resistencia a la compresión de varias bases cavitarias, Fichman, Curti y Pagani (64) concluyen diciendo que el hidróxido de calcio es la sustancia más precaria debido a su baja resistencia (60 kg/cm²) y que los materiales por ellos investigados -Dycal y MPC- no resisten la condensación de la amalgama.

Chong, Swartz y Phillips (65) determinaron que / los valores de resistencia mínima requerida para soportar las fuerzas de la condensación de la amalgama oscilan entre 46 y 78 kg/cm² y que entre los materiales utilizados como base por ellos investigados, los cementos de hidróxido de calcio -Dycal e Hydrex- resisten sin alteraciones e esas presiones. Afirman también que delgadas capas de hasta 0.5 mm de espesor soportan perfectamente dichas fuerzas.

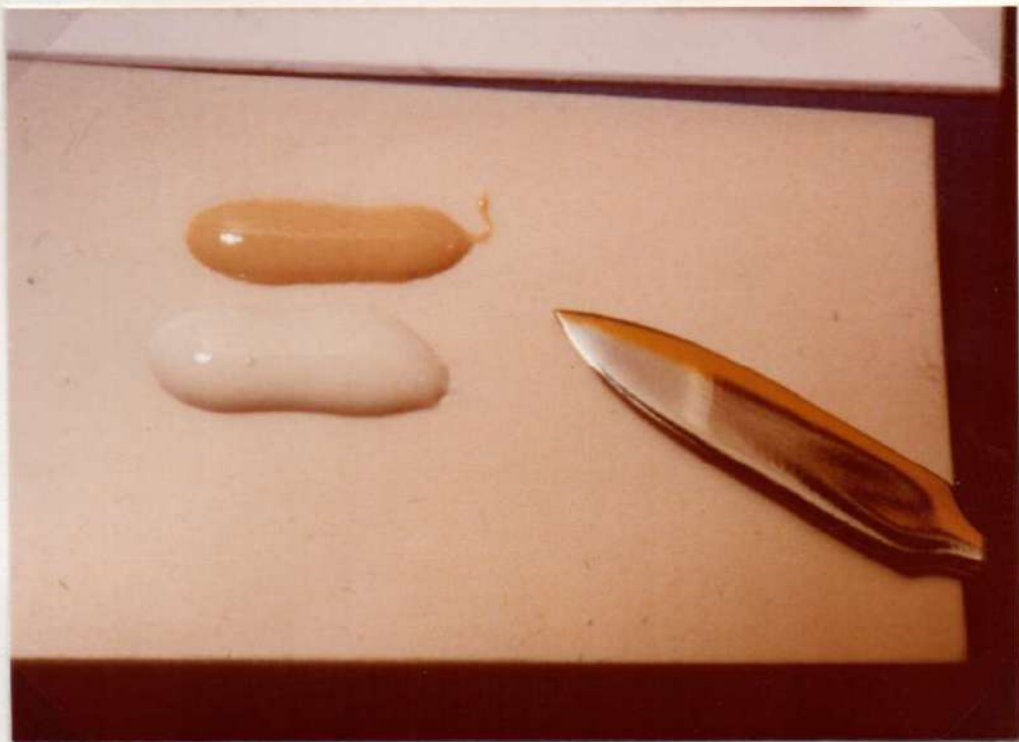


Figura 12. Pasta base y catalizadora del cemento de hidróxido de calcio Dycal, colocados sobre el papel satinado, y en condiciones de ser espatulado.

2- Aislamiento térmico y eléctrico: en general, todos los materiales que se emplean como bases, son aislantes térmicos (66) dependiendo la mayor o menor efectividad del/ espesor de la misma (67). Esto no implica que la base deba ser indebidamente gruesa, pero, sin embargo, la aplicación de una capa delgada de cemento, probablemente no / suministrará aislación térmica suficiente.

Los cementos de hidróxido de calcio, no escapan a estas normas. Y así Mondelli (7) sostiene la eficacia de estos cementos contra estímulos térmicos y eléctricos que actúan sobre las restauraciones metálicas, ya sean a malgamas, fundidas o de oro en hoja, y que como base pro tectora van sustituyendo en gran escala a los cementos de fosfato de cinc y de óxido de cinc-eugenol, dado que cumplen con las propiedades físicas requeridas, además de po seer efectos biológicos nobles.

Voth (54) midiendo la difusión térmica a través / de la amalgama, de varios protectores, comprobó que el cemento de hidróxido de calcio proveyó una aislación térmica comparable a la del cemento de fosfato de cinc, pero / algo menos eficiente que el cemento de óxido de cinc-eugenol. A los mismos resultados arribó Tibbets et al. (68) realizando mediciones tanto in vitro como in vivo.

3- Manipulación: los cementos de hidróxido de calcio empleados como base, son a menudo utilizados en la forma de dos pastas que se mezclan. Un tubo contiene la pasta base blanca y el segundo una pasta catalizadora coloreada -ama rillo-marrón-. Es importante reubicar las tapas en los tubos correspondientes para evitar que comiencen a endure-/

cer durante el almacenamiento.



Figura 13. Mezcla de las dos pastas del cemento de hidróxido de calcio Dycal hasta lograr uniformidad de color.

La técnica de preparación es bastante sencilla: se colocan sobre el bloc de papel longitudes iguales de la pasta base y de la pasta catalizadora (Figuras 9 y 12), y se realiza el mezclado empleando una espátula para cemento de acero inoxidable, hasta obtener uniformidad de color en la masa (Figuras 10 y 13).

El tiempo de trabajo es bastante corto. Para el Dycal la mezcla de las pastas puede ser completada en un período de 10 segundos e inmediatamente llevada a la cavidad, tratando de aprovechar las ventajas de esencial / fluidez de la masa. El MPC en cambio tiene un tiempo de trabajo mucho más prolongado.

El tiempo de fraguado no se debe controlar aumen

tando o disminuyendo la cantidad de catalizador que se emplea, ya que el producto está regulado para proveer un / tiempo de trabajo constante. En algunos casos clínicos se puede evitar este inconveniente mezclando los componentes en pequeñas porciones en el interior de la cavidad, es de decir, llevando primero la pasta base y distribuyéndola, agregando luego la pasta catalizadora.

El material mezclado fraguará en 2 a 3 minutos sobre el bloc para mezclar, bajo condiciones de ambiente / normales -21°C con una humedad relativa de 50%. El tiempo de fraguado en la boca es más reducido, debido a la humedad y temperatura, por lo que se aconseja cuando se debe aislar más de una preparación cavitaria a la vez, prepa-



Figura 14. Instrumento romo que proporciona el avío, portando una pequeña porción del material.

rar la mezcla en pequeñas cantidades por vez, llevándola a las paredes a aislar y deslizándola por ellas con el extremo de un explorador romo o con el instrumento que pro-

vee el fabricante. Figura 14.

III.C. CEMENTOS DE FOSFATO DE CINCO

La fórmula de Osterman, publicada en 1832 es, según Flagg, precursora de los modernos cementos dentales; consistía en la mezcla de cal pulverizada con ácido fosfórico anhidro, y su fraguado era muy rápido (17) constituyendo el llamado cemento de 'fosfato de calcio'.

No se sabe cuándo el óxido de calcio fue sustituido por el óxido de cinc. Se cree que el cemento insoluble de Weston, introducido alrededor de 1880, está entre los primeros cementos de fosfato de cinc usados con óxidos, en América. Su fórmula fue publicada por Keller en 1889. El polvo era aproximadamente 81% de óxido de cinc y 19% de silicato de aluminio, y el líquido era ácido fosfórico, fosfato mono-ácido de sodio y agua. Peirce, en 1879, calentó al óxido de cinc al rojo por dos horas, lo pulverizó y lo mezcló con ácido fosfórico en forma de jarabe y produjo un cemento que endureció entre seis y ocho minutos. La eliminación del fosfato de sodio soluble del líquido, fue un paso importante, como lo fue la adición de óxido de magnesio señalada por Fleck en 1902. (69).

Actualmente estos cementos de fosfato de cinc son la resultante de la mezcla de un polvo -cuyo componente esencial es el óxido de cinc- y de un líquido -constituido en su mayor porcentaje de ácido fosfórico-, que convenientemente espatulados, adquieren una consistencia más o menos fluída, conforme a la proporción en que se realiza la mezcla. (45). De esta mezcla resulta una red

cristalina hidratada de un cemento de fosfato terciario complejo de cinc. (5).

Composición:

Polvo: El componente básico es el óxido de cinc, calcinado a temperatura que oscila entre 1000 y 1400°C. El principal modificador es el óxido de magnesio presente en una proporción de una parte de óxido de magnesio/a nueve partes de óxido de cinc. Además, el polvo puede contener pequeñas cantidades de otros óxidos como de bismuto, sílice, trióxido de rubidio, sulfato de bario, etc. (17-21-9-69).



Figura 15. Presentación comercial de un cemento de fosfato de cinc.

Líquido: El líquido del cemento de fosfato de cinc es una solución de ácido fosfórico amortiguada por la adición de sales de aluminio y en algunas oportunidades por las de fosfato de cinc.

Estos fosfatos tienen la propiedad de actuar como buffers, amortiguando la reacción entre polvo y líquido durante la mezcla, al regular el pH reduciendo así la velocidad de reacción del polvo y el líquido.

El contenido de agua en el líquido es de 33% con tolerancia del 5% en más o en menos. La cantidad de agua presente, es un factor que interviene en la velocidad de reacción entre el polvo y líquido. (17-9-21-69). Figura 15.

Química del fraguado:

Al poner en contacto el polvo con el líquido, se produce una reacción química de naturaleza desconocida, con producción de calor, formando cristales alargados de fosfato de cinc, los que crecen alrededor de núcleos de cristalización, constituyendo formaciones cristalinas que se distribuyen en todas las direcciones del espacio (45), formando una red cristalina hidratada de un cemento de fosfato terciario complejo de cinc, que puede ser también amorfo, y en cuya red están atrapados gránulos de polvo sin disolver (5).

Independientemente de la composición exacta del producto final, es probable que la reacción consista en una solución de la superficie de las partículas de polvo en el ácido fosfórico a saturación (29). Parula por su parte, lo explica diciendo que al aproximar una pequeña cantidad de polvo al líquido, comienza la reacción constituyéndose en primera instancia un fosfato bi-ácido de cinc. Mezclando con movimientos lentos e incorporando otra pequeña porción de polvo, la reacción continúa por/

la acción del tiempo y se van disolviendo las partículas de óxido de cinc, haciendo que el fosfato biácido se vaya transformando en fosfato monoácido, con aumento del pH y pérdida de una molécula de hidrógeno. Con el agregado de más polvo, el fosfato monoácido se transforma en fosfato neutro de cinc, por pérdida de otra molécula de hidrógeno, aumentando el pH. La reacción final termina, siempre que el tiempo lo permita, con la formación de un fosfato básico de cinc.

Según este autor, el tiempo, la temperatura y la técnica de mezclado son factores muy importantes que el operador no debe descuidar, permitiendo así, llegar a la reacción final del cemento de fosfato de cinc con un pH neutro, lo que contribuirá al mantenimiento de la salud pulpar.

Acción sobre la pulpa:

Los efectos deletéreos de los cementos ácidos hace mucho tiempo que se conocen. Ya en 1891, W. D. Miller describió los malos efectos de los cementos de cinc sobre la pulpa, siendo estos informes confirmados por muchos otros (3) que sostienen haber encontrado en exámenes histológicos de pulpas expuestas al cemento de fosfato de cinc, lesiones inflamatorias, degeneración odontoblástica y fuerte hiperemia, y en algunos casos necrosis pulpar.

En efecto, la pulpa puede resultar afectada por los componentes del material, por el calor generado durante el fraguado y por la filtración marginal que permite el ingreso de irritantes de la saliva (11). Según /

Brannström, este cemento puede ocasionar graves daños pul pares a causa de sus propiedades irritativas intrínsecas, características debidas al ácido fosfórico que interviene en su composición. (11-7).

Adquiere singular importancia el tiempo de trabajo y la consistencia con que se lo lleva a la cavidad, ya que de ellos depende el mayor o menor pH de la mezcla. / Cuando ésta se emplea fluída, se han registrado valores de pH de 1.5 a 1.6. Hay demora en la cristalización que / prolonga los efectos irritativos y se genera más calor / (11). Nixon, citado por Seltzer demostró que se mantiene el valor del pH en 4.8 y que nunca se produce la neutralización, ni aún después de la cristalización.

Por su parte Massler (2) sostiene que estos cementos de fosfato de cinc contienen ácidos libres durante / 6 a 12 horas aproximadamente después del fraguado, pero que, a diferencia de los cementos de silicato, el daño / pulpar no es tan severo ya que se neutraliza después de ese tiempo, y las lesiones están más localizadas y limitadas, y por lo tanto las defensas pueden circunscribir/ las porciones afectadas y conservar la vitalidad del resto de la pulpa (3).

Sin embargo, es evidente hoy, que la colocación de éste cemento aun preparado con la técnica adecuada / -tiempo de espatulado y consistencia- en cavidades profundas, sobre túbulos dentinarios altamente permeables / y ávidos de humedad, haría absorber líquido de la mezcla, y su acidez traería como consecuencia un daño pulpar agudo incluyendo algunas hemorragias (17-19).

En cavidades más superficiales, e incluso sobre/

una dentina vieja y esclerótica, colocando una capa de/ poco espesor, el daño no es tan marcado, y puede aún actuar como estimulante para la formación de nueva dentina reparativa. (3-19-70).

De acuerdo con Going (48) y con la bibliografía consultada, es evidente que el cemento de fosfato de / cinc colocado en contacto con la dentina, irrita la pulpa a causa de su pH ácido y deficiente capacidad de sellado. Las influencias irritantes de este cemento son / mayores a medida que aumenta la profundidad de la cavidad, su desecación, el área involucrada, la permeabilidad de la dentina y la menor consistencia de la masa.

Tiempo de fraguado:

Es la propiedad más importante en el uso práctico de estos cementos ya que debe transcurrir tiempo suficiente entre la mezcla y el fraguado de los mismos de manera que permita su colocación en la cavidad. De acuerdo a la Especificación N° 8 de la Asociación Dental Americana que prescribe las normas a que debe ajustarse este material, el tiempo de fraguado del mismo debe ser de 5 a 9 minutos - 7 ± 2 minutos. (69).

La regulación de este tiempo de fraguado es muy importante. En efecto, si el cemento fragúa con excesiva rapidez, se perturba la formación de cristales, quebrándose durante la mezcla y el producto final será débil, / deteniéndose la reacción en el momento en que la sorpren dió el endurecimiento. En cambio, alargando el tiempo de fraguado, prolongamos la operación dental propiamente dicha, pero se cumplen las etapas de la reacción química.

Los factores que son controlados por el fabrican u

te son: composición del polvo, el grado de calcinación / del mismo, la regulación del pH del líquido y el contenido de agua del líquido.

El profesional puede modificar el tiempo de fraguado manejando ciertos factores que influyen en su regulación y que son:

1- Temperatura: cuanto mayor es la misma durante la mezcla menor es el tiempo de fraguado; ésto se consigue enfriando la loseta hasta un punto ligeramente superior al del rocío.

2- Velocidad de espatulado: incorporando lentamente el / polvo al líquido se logra el tiempo de mezclado y por / consiguiente el tiempo de fraguado correcto.

3- Cantidad de líquido: cuanto mayor sea la cantidad de líquido empleado en la relación con el polvo, más lento será el fraguado. El ácido atenúa la mezcla y se requiere más tiempo para que se entremezclen los cristales. / (5-29-17).

Consistencia:

La consistencia de la mezcla inicial de polvo y líquido es de considerable importancia, y está en relación con la proporción de los mismos, variando ésta de / acuerdo a las necesidades del caso clínico.

Desde el punto de vista de las propiedades físicas es conveniente que la mezcla tenga una consistencia espesa, tal como lo establece la Especificación N° 8 de la Asociación Dental Americana, que dice que la consistencia tipo es la que se obtiene cuando se mezcla la cantidad adecuada de polvo -1.4- con 0.5 cm³ de líquido, de tal forma que logre un disco de 30 mm de diámetro, de

cemento mezclado y no fraguado cuando se presiona entre dos vidrios bajo una carga de 120 grs. (17-29).

Esta mezcla de consistencia tipo, no es necesariamente lo ideal, ya que el operador debe variarla de acuerdo a los fines a que está destinada.

La consistencia del cemento se halla estrechamente relacionada con la relación polvo-líquido (cuanto mayor es la cantidad de polvo incorporado a la mezcla, más espesa es ésta) y con la temperatura de la loseta, acelerando o retardando la reacción de fraguado (cuanto más fría es la temperatura de la loseta, mayor es la cantidad de polvo que se puede incorporar a la mezcla).

De acuerdo a los usos que se le da en la clínica al cemento de fosfato de cinc, éste puede prepararse de modo tal que forme una mezcla con tres consistencias distintas:

a- De hilo de miel: es la más ácida, que se utiliza generalmente para la cementación de incrustaciones, coronas y puentes. Preparada la mezcla, al levantar la espátula de la loseta aproximadamente a 2 cm, el hilo cae y se pierde en la masa del cemento que está en la loseta, formando cuerpo con él.

b- Consistencia intermedia: al levantar la espátula a la misma distancia de la loseta, se forma un huso con dos conos, uno superior adherido a la espátula y uno inferior adherido a la loseta con una parte media adelgazada que no se rompe. Esta es la consistencia que se da al cemento que se emplea como material de obturación temporario.

c- Consistencia para base: aquí también se prepara el ce

mento de fosfato de cinc de modo que al levantar la espátula de la loseta, se formen dos conos, que al intentar/separarlos se corten en la parte media y al acercarlos/nuevamente, las imbricaciones negativas y positivas del/cono de la espátula se adapten en los positivos y negativos del cono de la loseta. En esta consistencia, el material puede y debe ser llevado a la cavidad para su distribución sin que se pegue al instrumental encargado de la misma. (5-45-21-17-9). Figura 18.

Espesor de la película:

Depende y se relaciona con el tamaño de las partículas empleadas. Este, que ha sido denominado tamaño/de grano efectivo del cemento, cuanto mayor es, mayor será el espesor de la película y viceversa.

Según la Especificación, el espesor de la película para los cementos de tipo I no debe sobrepasar los 25 micrómetros, mientras que para los de tipo II, el valor/es de 40 micrómetros. Los cementos de tipo I están clasificados como cementos de grano fino y se usan para la cementación de colados y los cementos de tipo II son considerados de grano mediano, útiles para todos los demás usos.

Dureza:

El valor de la dureza Knoop del cemento de fosfato de cinc es de 45 al cabo de 24 horas y de 60 a la semana. (29-17-21-45).

Solubilidad y desintegración:

Se mide por inmersión en agua durante 24 hs. Según la Especificación N° 8, la solubilidad máxima no de-

be exceder de 0.20 %. Esta solubilidad aumenta al descender el pH, y según Wilson (71) se debería a la mayor solubilidad del óxido de cinc del cemento y en menor / grado a la solubilidad de la matriz de fosfato.

Esta propiedad es de fundamental importancia / desde el punto de vista clínico, sobre todo cuando se / emplea este material como medio de cementación de res- / tauraciones coladas, debiendo conseguirse la adaptación / exacta de las mismas, reduciendo así al mínimo la capa / de cemento expuesta.

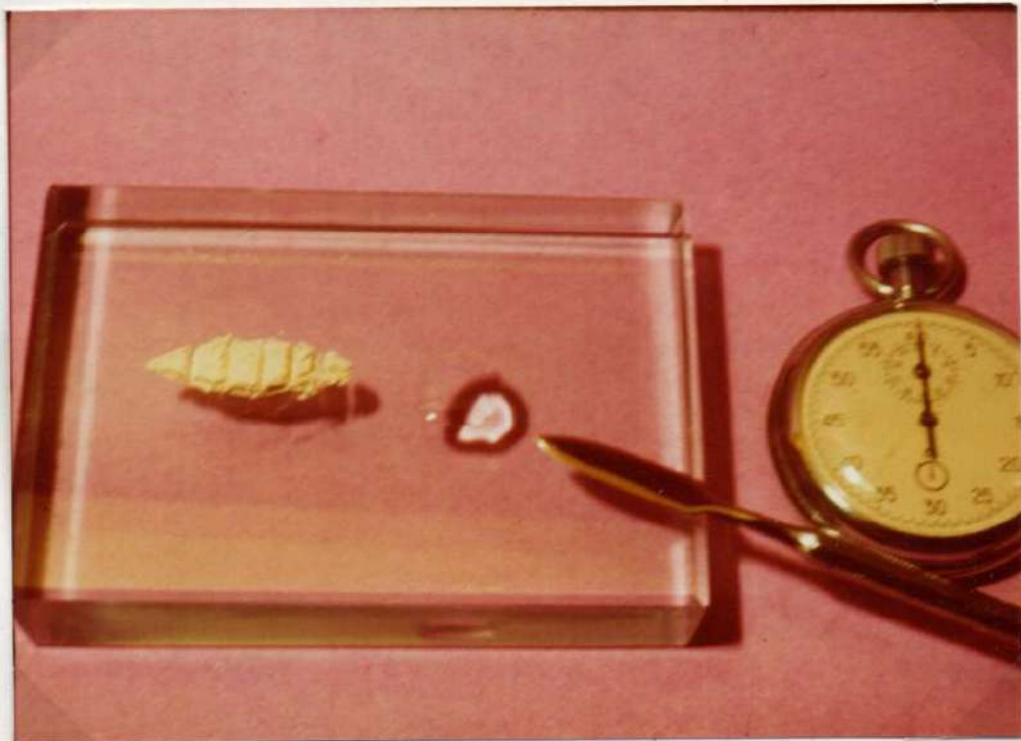


Figura 16. Elementos necesarios para la prepara- / ción de un cemento de fosfato de cinc. Obsér- / vese la distribución del polvo en forma de huso / con sus divisiones para la mezcla.

Conductibilidad térmica:

El cemento de fosfato de cinc tiene una muy ba- / ja conductibilidad térmica, alrededor de una a dos cen- / tésimas partes de la conductibilidad de las aleaciones

metálicas típicas (17).

Esta propiedad es la que ha fundamentado durante muchos años su uso como medio de cementación de incrustaciones metálicas y como base aislante en cavidades obturadas con amalgama de plata.

Resistencia:

La resistencia de los cementos dentales se determina bajo fuerzas de compresión. Según la Especificación N° 8 de la Asociación Dental Americana, la resistencia a la compresión del cemento de fosfato de cinc no debe ser inferior a 700 kg/cm^2 al cabo de 24 horas de realizada la mezcla. (9-21).

Técnica de preparación:

Proporciones: si bien está dispuesta por los fabricantes, varía según la marca del cemento de fosfato de cinc; en términos generales la proporción es de 1 a 1.3 gramos de polvo para 0.5 centímetros cúbicos de líquido. (17-5-9-21). Sin embargo no es necesario usar aparatos proporcionadores para determinar las cantidades exactas de polvo-líquido, ya que la consistencia adecuada varía con las necesidades clínicas. No obstante es conveniente tratar de incorporar el máximo posible de polvo para aumentar la resistencia del cemento y reducir su solubilidad (29).

Instrumental: 1- Cristal o loseta para mezclar: debe ser gruesa, lisa y de superficie brillante. El mayor espesor es necesario para absorber el calor que se genera durante el mezclado y la lisura permite su fácil limpieza y asegura un mezclado uniforme. Siempre que sea posible es conveniente realizar la preparación con la loseta a una temperatura lo más baja posible. El término medio de es-

ta temperatura es de 20°C, pudiendo ir de 17 a 23°C. Con ello se permite la incorporación de mayor cantidad de / polvo a la mezcla, favoreciendo así algunas de sus propiedades físicas y biológicas.



Figura 17. Técnica de preparación de un cemento de fosfato de cinc. Nótese el espatulado circular.

2- Espátula: debe ser de acero inoxidable, de grandes dimensiones, y con cierta flexibilidad en cada uno de sus / extremos. (45). Figura 16.

Técnica: siempre es conveniente para mezclar el cemento / seguir la técnica que indican los fabricantes. Sin embargo, en todas ellas se indica la incorporación de una pequeña cantidad de polvo al comenzar la mezcla. Este procedimiento ayuda a neutralizar el ácido y así se completa la acción reguladora del pH de las sales. (29-17-5-45)

a- Sobre un costado de la loseta se coloca la cantidad /

adecuada de polvo, dándole con la espátula la forma de huso (algunos autores prefieren disponerlos en forma cuadrada, pentagonal o triangular). Este huso se divide en dos/medios, éstos por la mitad quedando $4/4$, y a su vez los /cuartos de los extremos en dos octavos.

b- En el centro de la loseta se vierten las gotas necesarias del líquido.

c- Se comienza la mezcla incorporando la porción más pequeña de uno de los extremos del huso utilizando una superficie amplia de la loseta y mediante movimientos activos y rotatorios de la espátula. Generalmente el tiempo/ de espatulado de esta porción es de 10 a 15 segundos.

d- Se incorpora el otro extremo del huso realizando la /mezcla de la misma forma y en el mismo tiempo que la porción anterior.

e- Y así sucesivamente se van incorporando todas las porciones de polvo que sean necesaria para lograr la consistencia de la mezcla, adecuada a los fines a que está destinada. A medida que se va avanzando en la incorporación del polvo, la mezcla va perdiendo translucidez tornándose opaca. Figura 17. Es muy importante lograr esa /consistencia en base a la mayor o menor incorporación de polvo y no en base al mayor o menor tiempo de espatulación. Este en total es generalmente de un minuto y medio.

Lograda la consistencia adecuada, con el extremo de una sonda se toma una porción apropiada a la cavidad a aislar, y se deposita en la pared que corresponde. Se espera a que esté por comenzar el fraguado del cemento, y en este momento, con el extremo de un distribuidor se dispone por las paredes, sin ejercer presión para evi

tar forzar ácido dentro de los túbulos dentinarios.



Figura 18. Consistencia de un cemento de fosfato de cinc para efectuar una protección bio-pulpar.

Es conveniente que la cavidad esté seca, -no re-seca, pues la avidez por la humedad del tejido dentinario puede favorecer también el pasaje de los iones ácidos al interior de los túbulos dentinarios- y cubierta / con una delgada capa de barniz de copal.

No es buena técnica ayudarse en la distribución del cemento con la humedad que proporciona el alcohol, o el líquido del cemento en el extremo del distribuidor./ Pueden realizarse suaves toques en el sobrante de polvo que quedó en la loseta, aunque si la preparación de la / mezcla ha sido correcta y se contemplan todos los otros factores de tiempo, tal paso no es necesario, evitándose así la acción nociva o deletérea que producen estos

agentes en el órgano dentino-pulpar.

III.D. CEMENTOS DE POLICARBOXILATO DE CINC

Este material, también llamado cemento de poli-acrilato de cinc (72), fue desarrollado por Smith en el año 1968, y es quizás uno de los más nuevos cementos dentales, que, según su autor (73), tiene propiedades mecánicas comparables a los cementos de fosfato de cinc, y propiedades biológicas similares a los cementos de óxido de cinc-eugenol.

Fundamentalmente está constituido por un sistema de polvo y líquido que, al mezclarse, inician un proceso de polimerización que determina el endurecimiento de la masa. (17).

Composición:

Polvo: es de composición similar al polvo del cemento de fosfato de cinc. Contiene principalmente óxido de cinc, con el agregado de óxido de magnesio. También / puede llevar óxidos, fluoruros y sales para modificar las características de endurecimiento y las propiedades del cemento. (9-56-72).

Líquido: está constituido por una solución acuosa al 40% de ácido poliacrílico y copolímeros. Es de aspecto viscoso, dependiendo su viscosidad de la concentración y del peso molecular del ácido. Dentro de ciertos límites, los fabricantes preparan cementos de distintas viscosidades para usos específicos. Figura 19.

Reacción química:

Se cree que al poner en contacto el polvo con el

líquido, se produce una reacción entre los iones de cinc, con el ácido poliacrílico por medio de los grupos carboxilo. El cinc puede también reaccionar con los grupos / carboxilos de cadenas adyacentes de ácido poliacrílico y formar una estructura de cadena cruzada. Y, en última instancia, el cemento endurecido se compone de partículas de óxido de cinc dispersas en una matriz de policarboxilato sin estructura. (9-72-21-5-17).



Figura 19. Presentación comercial de un cemento de policarboxilato o poliacrilato de cinc.

Propiedades:

Resistencia a la compresión:

Es de 492 Kg/cm^2 . Esta resistencia es similar a la que presentan los cementos de óxido de cinc-eugenol / reforzados, pero es inferior a la de los cementos de fosfato de cinc. Sin embargo, estos valores no se hallan / sujetos a las pequeñas variaciones de la relación polvo-

líquido como sucede en estos últimos.

Resistencia a la tracción:

Es similar a los cementos de óxido de cinc-eugenol reforzados y a la de los de fosfato de cinc, y la solubilidad está también dentro de los límites que establece la Especificación N° 8 de la Asociación Dental Americana para los cementos de fosfato de cinc.

Espesor de la película:

Es de 20 a 40 micrómetros, es decir está dentro de los valores aceptables para una sustancia cementante.

Adhesión a la estructura dentaria:

Es quizás una de las propiedades más controvertida de este material. Y así algunos autores, entre ellos/Smith, afirman que se produce una reacción de quelación entre el ácido poliacrílico e iones metálicos con los de calcio del esmalte, produciendo una reacción química con éste (27). Phillips (29-74) afirma que hay apreciables / pruebas de que este tipo de cemento se une por adhesividad a la estructura dentaria y que los distintos resultados obtenidos se deben más bien a las diferentes técnicas de ensayo empleadas.

Otros autores en cambio, entre ellos Parula (17), sostienen que tal adhesión no se puede producir por una / reacción química, e incluso que los resultados obtenidos / por ellos en la clínica son inferiores a los logrados con el cemento de fosfato de cinc, no solamente en lo que se refiere a la adhesión a las estructuras dentarias sino / también a la unión con los metales.

Acción sobre la pulpa:

Un factor de importancia en la aceptación de este

nuevo sistema de cemento, es su alto grado de biocompatibilidad pulpar.

En efecto, todos los autores están de acuerdo / que, a pesar de su pH bajo -que inicialmente es de 1.7 y que aumenta con el agregado del polvo hasta llegar a 4 ó 5- la pulpa responde siempre en forma favorable (75-72-/40-27-17-29), y semejante a la respuesta que ocasiona el cemento de óxido de cinc-eugenol. (107).

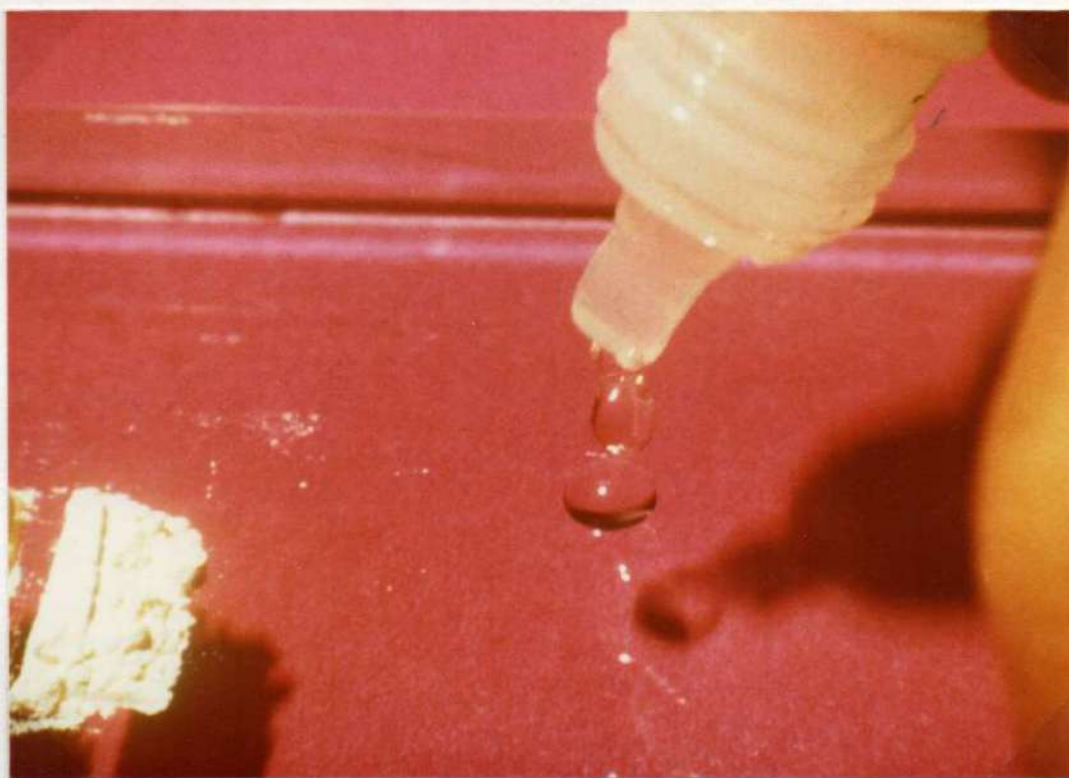


Figura 20. Cristal conteniendo la cantidad de polvo de poliacrilato de cinc, necesaria para incorporar a 2 gotas de líquido. Obsérvese la viscosidad de este último.

Se han formulado varias teorías para explicar la diferencia de la reacción pulpar entre los cementos de / policarboxilato y de fosfato de cinc, incluso cuando los valores de pH son comparables. Es posible, según Phillips (29), que el gran tamaño de la molécula de ácido poliacrí

lico o su tendencia a combinarse con proteínas, limite / su difusión a través de los conductillos dentinarios.

Usos:

Debido a sus benévolas cualidades biológicas, a su baja conductibilidad térmica (27) y a su buena resistencia a las fuerzas compresivas (64-48) los cementos de polycarboxilatos se utilizan como bases aislantes en cavidades que van a ser obturadas con amalgama. También es es tán indicados, sobre todo por los autores que sostienen / la adhesión a las estructuras dentarias, como medio cemenen tante de piezas protéticas fijas.

Asimismo, según Smith (72) podrían ser útiles co mo selladores de los conductos radiculares y en consis- / tencia más espesa, en la cementación de bandas de ortodonon cia, cuando el espesor de la película no es tan importanan te.

Técnica de manipulación:

Proporciones: la proporción polvo-líquido necesaria, va- ría según la marca y el empleo a dar, ya que los fabricanan tes preparan líquidos con viscosidades diferentes para / fines específicos. En general la proporción es del orden de 1.5 parte de polvo por 1 parte de líquido por peso. Fi gura 20.

Instrumental: la mezcla debe hacerse sobre una superficie que no absorba el líquido, ya sea una loseta de cristal o bien un papel tratado. La loseta ofrece la ventaja que per mite su enfriamiento, retardando así la reacción química y aumentando, en consecuencia, el tiempo de trabajo.

El líquido no deberá exponerse por mucho tiempo /

al medio ambiente, ya que la evaporación de agua puede causar un aumento significativo de la viscosidad.

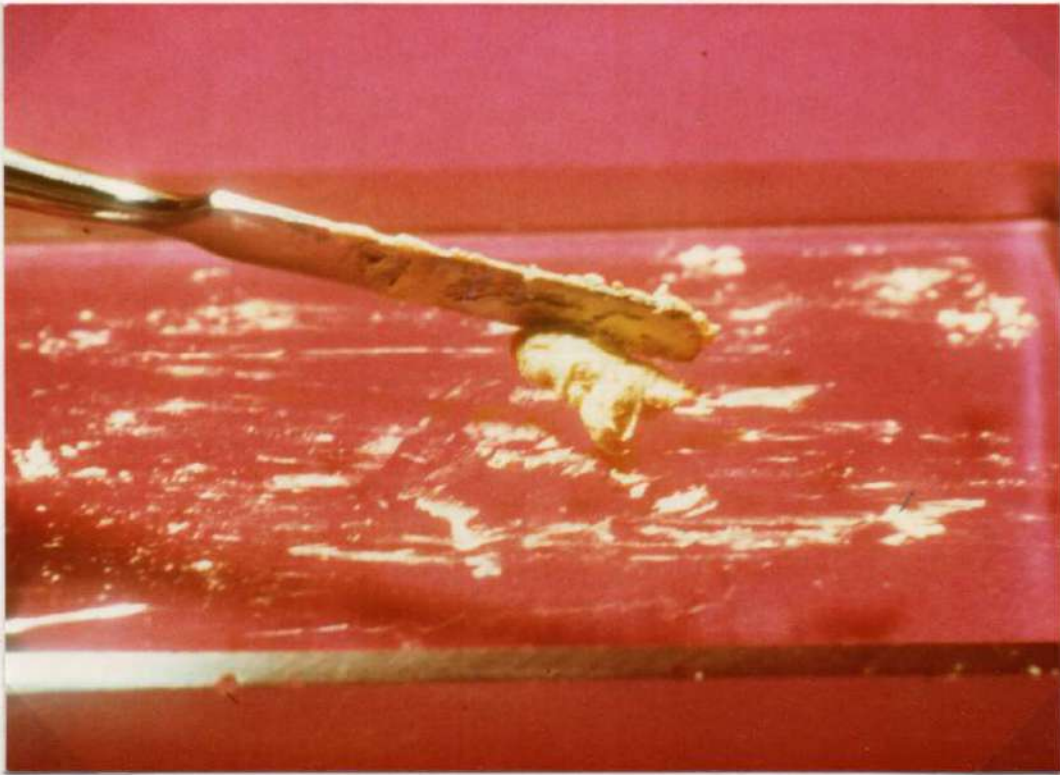


Figura 21. Consistencia adecuada para aislamiento y proteccion bio-pulpar.

Técnica: el polvo puede ser incorporado al líquido todo de una sola vez, o bien en cantidades grandes. La mezcla debe estar concluída entre 30 y 40 segundos, y a pesar / de su consistencia espesa, el cemento de polycarboxilato de cinc se escurre rápidamente y se convierte en una película delgada al ser sometido a presión.

Un detalle práctico es la presencia de brillo sobre la superficie de la mezcla. Figura 21. Cuando éste / se pierde, cuando también desaparece la elasticidad de / la masa y en ésta se reconoce la presencia de fibras, la reacción de fraguado ha comenzado y ya no es posible lo-/grar resultados satisfactorios. (72-29-17-5).

III.E. CEMENTOS DE OXIDO DE CINCO-EUGENOL

La combinación del óxido de cinc con el eugenol forma un cemento endurecido que tiene excelente compatibilidad tanto con los tejidos duros como con los blandos de la cavidad bucal.(21).

El aceite de clavos, compuesto en gran proporción por eugenol, es mencionado en la literatura hindú como un elemento utilizado por los nativos, para el tratamiento del dolor de origen dental y varias enfermedades bucales. (76).

En el siglo XVI, apareció documentado su uso en la bibliografía odontológica, pero la mezcla del aceite de clavos con el óxido de cinc recién fue presentada por Chisholm hace cien años aproximadamente. En 1894 Wessler presenta en Suecia el 'Pulpol', medicamento no irritativo, mal conductor del calor, con un gran poder antiséptico y anodino, y primer cemento comercial formado por óxido de cinc-eugenol. (77).

Este material, al que se añadieron en algunos casos otros componentes, se utilizó luego ampliamente como obturación temporaria, material para bases cavitarias, cemento quirúrgico, sellador de conductos radiculares, material para impresiones y medio cementante de restauraciones rígidas. Su amplia difusión se debió a su gran compatibilidad con los tejidos duros y blandos de la boca, y a su poder antiséptico y paliativo.

Composición:

Comercialmente este cemento se presenta en forma de polvo y líquido, o bien de pasta/pasta. Figura 22.

Polvo: es principalmente óxido de cinc, también llamado Flor de Cinc, Blanco de Cinc. Es un polvo blanco en frío que se torna amarillento por la acción de la temperatura, es inodoro e insípido. (5).

Los polvos de óxido de cinc, obtenidos de la descomposición del hidróxido de cinc, carbonato de cinc, y sales similares a temperaturas próximas a 300°C son más activos en su reacción con el eugenol. (9-17). Por la / presencia de algunas impurezas como el arseniato de cinc es recomendable el uso del óxido de cinc oficial que se emplea con fines terapéuticos.

Líquido: es el eugenol, que es un disfenol aromático, no



Figura 22. Presentación comercial de un cemento de óxido de cinc-eugenol en forma de polvo-líquido. Se observa también el cristal y la espátula adecuada para la mezcla.

saturado, obtenido de la esencia de clavos de la que cons

tituye el principio activo. Esta, a su vez, procede de la destilación de los botones florales -flores no abiertas o desecadas- de la *Eugenia Caryophyllata*, árbol siempre verde de 10 a 12 metros de altura, que crece en estado salvaje en las Indias Orientales. (5-17-95).

Es un líquido incoloro, o ligeramente amarillento de olor persistente, y de sabor picante, es soluble en alcohol, éter y cloroformo, y muy poco soluble en agua. Con el tiempo, y por la presencia del aire se oxida, virando al color amarillento parduzco y tornándose ácido -ácido / cariofílico o eugénico- y caústico para el tejido pulpar. De allí la necesidad de conservarlo en frascos de color / caramelo con cierre hermético para resguardarlo de la acción de la luz. Estudios cromatográficos realizados por Miller (78) sugieren la conveniencia de fijarle fecha de vencimiento al eugenol.

Tiempo de fraguado:

De la mezcla del óxido de cinc y el eugenol resulta un cemento de endurecimiento muy lento. El tipo de óxido de cinc utilizado tiene considerable importancia / en la obtención del tiempo de fraguado adecuado. Cuanto mayor es la cantidad de óxido de cinc incorporada al eugenol, y cuanto menor sea la temperatura de la loseta menor será el tiempo de fraguado.

Como, a los fines prácticos, resulta muy poco conveniente el prolongado tiempo de endurecimiento de este / cemento, se adicionaron sustancias tendientes a acortarlo. Y de ellas la más utilizada sigue siendo el acetato de /

cinc, que además de disminuir el tiempo de fraguado, mejora la resistencia y la dureza del cemento (5). El agua es también uno de los aceleradores más usados.

Reacción de fraguado:

No hay acuerdo entre los distintos autores sobre el mecanismo por el cual se produce el endurecimiento de la mezcla. Mientras algunos (17-79) sostienen que el mecanismo es de naturaleza desconocida, no habiéndose comprobado la existencia de combinaciones químicas, y suponiendo que el endurecimiento se produce por un proceso / físico-mecánico, otros (27-21-64) , entre los que se encuentra Fonterrada Vieira (45) sostienen que el mecanismo es otro. Este último investigador afirma que al espátular conjuntamente el polvo y el líquido, se forma una mezcla de consistencia viscosa, que endurece gracias a / una reacción química donde se forma eugenolato de cinc, / mezcla que presenta una estructura heterogénea: cristales en forma de agujas alargadas que constituyen la matriz del cemento en medio de las cuales se encuentran / partículas de polvo no atacadas por el líquido, así como eugenol libre.

Propiedades:

Acción sobre la pulpa:

La mayoría de los autores concuerdan en que existe escasa irritación pulpar consecutiva a la aplicación / de óxido de cinc-eugenol en una cavidad, cuando se lo aplica sobre la dentina (40-80-11). Langeland afirma que / el óxido de cinc-eugenol es una sustancia inerte para la

pulpa dentaria. Russo (40), en cambio, sostiene que no / es inerte, sino más bien benéfico en protecciones indirectas y que, en microexposiciones pulpares no detectables clínicamente, el cemento de óxido de cinc-eugenol / provoca ausencia de dentina reaccional y el tejido pulpar muestra gran infiltrado inflamatorio de tipo crónico. Corroboran esta citotoxicidad, los trabajos de Rodríguez y colaboradores (81).

Su acción como protector pulpar se debe al eugenol, el cual ejerce un efecto paliativo sobre la pulpa y al ser llevado a la cavidad con óxido de cinc, permite / el mantenimiento de una acción prolongada, lo que aumenta las defensas de la pulpa normal (17).

Massler (2) por su parte, atribuye la acción paliativa de los cementos de óxido de cinc-eugenol a: a- / las cualidades superiores de sellado, b- la acción obturante del eugenol y c- las propiedades bacteriostáticas del eugenol, o a la combinación de estas mismas propiedades.

Resistencia a la compresión:

La resistencia de los cementos de óxido de cinc-eugenol recibe la influencia de varios factores. Por lo general aumenta cuando las relaciones polvo-líquido son altas (29) siendo los valores aproximadamente de 260 kg/cm² a las 24 horas de realizada la mezcla, cifra ésta / que varía desde 7 a 280 kg/cm² (82-29). Cuando se le agrega acetato de cinc para acelerar el fraguado (5) la resistencia a la compresión puede llegar a 380 kg/cm².

Como una de las indicaciones de este cemento es

la de protector pulpar en cavidades profundas de molares y premolares, que luego van a ser obturadas con amalgama, estos valores de resistencia a la compresión adquieren singular importancia, ya que en estas circunstancias el cemento de óxido de cinc-eugenol debe soportar las fuerzas de la condensación del material de obturación y las transmitidas durante la masticación.



Figura 23. Instrumental adecuado, conteniendo las proporciones convenientes de polvo y líquido para efectuar la mezcla.

Se realizaron numerosos trabajos tendientes a comprobar su eficacia desde este punto de vista, y los distintos autores, ya sea por la metodología empleada, por las distintas proporciones de polvo-líquido, por el agregado del acelerador o por la variación en el tiempo transcurrido desde la colocación de la base hasta la condensación de la amalgama, no han emitido opiniones con-

cordantes.

Por ejemplo, Parula (17) señala la necesidad de cubrir la base de óxido de cinc-eugenol con una capa de cemento de fosfato de cinc; Hoppenstand (83) observa que las restauraciones de clase I no tienen la suficiente resistencia cuando la amalgama es condensada sobre una capa de óxido de cinc-eugenol, y que en la clínica este tipo de restauraciones puede fracasar. El mismo autor puntualiza más adelante que cuando es usado en una pequeña porción del piso cavitario, encima de la cámara pulpar, / y la masa principal de la amalgama es soportada por la / estructura dentaria, la resistencia puede acercarse a la de una base de cemento de fosfato de cinc o de amalgama / sola.

Fichman (64), comparando la resistencia de varios materiales usados como base, detectó que el cemento de / óxido de cinc-eugenol, no resiste las fuerzas de condensación de la amalgama. Lossio y colaboradores (84) por / su parte, investigando la resistencia de cementos de óxido de cinc-eugenol de industria brasilera comprobaron / que, incluso después de 24 hs presentaban una discontinuidad de la línea cemento/amalgama debido a la baja resistencia de la base.

Uribe Echevarría (5) afirma que la base puede soportar la presión de condensado cuando éste no se realiza en la misma sesión, pero duda de lo que sucede en la interfase base de cemento/amalgama, cuando se efectúa a los pocos minutos de colocada la base.

Phillips (29) estudiando la resistencia a las /

fuerzas de condensación de la amalgama a los 7 minutos / de varios materiales, entre ellos tres óxidos de cinc-eugenol patentados y otro con acetato de cinc, usados como bases en cavidades de clase II, determinó que las mismas resisten sin deformarse ni fracturarse la presión de condensado. A los mismo resultados arribaron Muñiz y Maddalena (85) quienes afirman que en las cavidades de clase I, cuando el óxido de cinc-eugenol está confinado entre las paredes de la cavidad, su resistencia mecánica aumenta considerablemente y soporta sin alteraciones fuerzas superiores a las necesarias clínicamente / para conden sar la amalgama, y que en las cavidades de clase II, la situación no varía, pues al obturar primero la caja proximal el material de base queda también confinado antes de soportar la condensación sobre el mismo.



Figura 24. Consistencia de masilla espesa de un cemento de óxido de cinc-eugenol para protección bio-pulpar.

En cuanto a la resistencia a las fuerzas masticatorias por parte de la base de óxido de cinc-eugenol, los mismos autores manifiestan que la amalgama actúa como un/ émbolo sobre un material que no tiene posibilidades de / comprimirse -principio hidráulico-. Por otra parte, es / dudoso el papel que le tocará desempeñar a la resistencia de la base durante la masticación, debido a la fricción / de la obturación contra las paredes de la cavidad, al soporte que le ofrece a la obturación el piso gingival de / la caja proximal y a la forma cavitaria.

Aislación térmica:

Los materiales no metálicos son muchas veces más aislantes en la conducción del calor y es por ello que / se los utiliza como base aislante para evitar el efecto de las variaciones de temperatura -ciclaje térmico- que se transmiten a través de las obturaciones metálicas. El cemento de óxido de cinc-eugenol no escapa a esta regla y según datos tomados de Peyton (21) el valor de la conductibilidad térmica de este material es similar a la del esmalte y la dentina.

De la comparación de los resultados de numerosos trabajos realizados que miden la capacidad de aislación / de materiales usados como bases en cavidades obturadas / con amalgama, se infiere que los cementos de óxido de cinc eugenol proporcionan la mejor aislación térmica, cotejados con los valores de otros materiales usados con el mismo / fin, independientemente del grosor de la base, que según / los mismos autores desempeñaría el rol más importante. (21. 29-43-54-67-68).

Técnica de manipulación:

La manipulación de estos cementos no constituye un factor tan crítico como lo es para los cementos de / fosfato de cinc u otros materiales.



Figura 25: Acetato de cinc en estado líquido que se utiliza para disminuir el tiempo de endurecimiento de la mezcla.

Dentro de los límites razonables, la relación / polvo-líquido no tiene demasiada importancia (25). Según las indicaciones del "Council of Dental Therapeutics" las proporciones para la mezcla del cemento de óxido de cinc-eugenol son de 10 partes de polvo por 1 de líquido. (17). Figura 23.

Ambos se colocan, separados, sobre una loseta y se va incorporando el polvo al líquido. Se mezcla primero la porción mayor de polvo, espatulando, y se agregan luego las porciones más pequeñas hasta lograr la consisu

tencia adecuada al caso clínico. Figura 24.

Cuando se incorpora a la mezcla acetato de cinc al 2% como acelerador, puede colocarse antes de iniciada la mezcla en forma de cristales de acetato de cinc, o bien cuando ésta ya está preparada, empleando el acelerador en estado líquido. Figura 25.

Si el cemento va a ser empleado para cementaciones provisionales, la consistencia será más fluida, para obturaciones temporarias espesa, y si va a ser utilizado como base debajo de obturaciones o en protecciones pulpares, se lo debe preparar como una masilla espesa.

Indicaciones y usos:

La mezcla de óxido de cinc-eugenol es quizás una de las más usadas por el odontólogo en distintas especialidades, a saber: Prótesis, Cirugía, Periodoncia, Endodoncia y Operatoria Dental.

Desde el punto de vista de la Operatoria su empleo está indicado en:

1- Protecciones pulpares, cuando las cavidades profundas van a ser obturadas con amalgama, no siendo conveniente colocarlas en dientes anteriores debajo de una resina acrílica o compuesta, porque interfiere el mecanismo de polimerización.

2- En casos de procesos inflamatorios que afectan el órgano pulpar hasta tanto desaparezca la sintomatología y se realice el tratamiento endodóntico correspondiente.

3- Como material de obturación temporario en cavidades preparadas para incrustaciones metálicas, mien-

tras se confeccionan en el laboratorio las mismas.

4- Como cemento de fijación temporario, cuando es necesario cementar provisoriamente una pieza protética.

III.F. CEMENTOS DE OXIDO DE CINC-EUGENOL REFORZADOS

Los cementos del tipo óxido de cinc-eugenol se han usado hace tiempo como recubridores sedantes en preparaciones dentales y el profesional está familiarizado con una variedad de productos disponibles. Ciertamente, la casi totalidad de los autores coinciden en señalar las buenas propiedades / biológicas de los cementos de óxido de cinc-eugenol. Se habla de que son bien tolerados por los tejidos, que no producen o producen reacciones inflamatorias leves, que tienen propiedades bactericidas y bacteriostáticas y que sobre la pulpa ejercen una acción sedante, y la aíslan del choque térmico y galvánico. (86).

Con relación a las propiedades físicas y mecánicas, este tipo de cemento se adapta bien a las paredes cavitarias (1), sufre relativamente pocos cambios dimensionales, se disuelve y se desintegra con cierta lentitud y el pH del cemento fraguado es alrededor de la neutralidad (57), pero sin embargo ofrecen una baja resistencia a la compresión y a la tracción cuando se los compara con otro tipo de cemento, motivo por el cual habían sido considerados como carentes de la fuerza necesaria / para asegurar permanentemente una prótesis fija, como así también de la resistencia adecuada para resistir sin modificarse la fuerza compresiva de la condensación de / la amalgama. (82-87).

En los últimos años tratando de mejorar las pro-

piedades mecánicas de estos cementos, los investigadores y los fabricantes han introducido modificaciones en su composición, agregando componentes tanto al óxido de cinc como al eugenol.

Composición química:

En uno de los sistemas se agrega al polvo una resina natural o sintética (27) o derivados, entre ellos / resina hidrogenada; con el mismo fin se utilizaron polímeros como el poliestireno, poli-metacrilato de metilo (77) que mejoraron no sólo la resistencia sino la adaptabilidad y el sellado marginal (88).



Figura 26. Presentación comercial de un cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado.

En el otro sistema se agrega al líquido del cemento ácido etoxybenzoico -EBA-. El agregado de este ácido favorece la formación de una matriz cristalina lo

que puede explicar el aumento logrado en la resistencia mecánica (21-9-40-56). Sin embargo el EBA aumenta la solubilidad del cemento, motivo por el cual se le ha agregado al polvo, alúmina y polímeros en una proporción del 20%.



Figura 27. Dosificación del polvo de un material de restauración intermedia IRM.

Toda esta variedad de cementos de óxido de cinc-eugenol reforzados llevó a Smith (73) a clasificarlos en tres clases, clasificación ésta también propuesta por / Lossio (27), de acuerdo a la resistencia a la compresión que presentan:

Clase I: están compuestos únicamente por óxido de cinc y

eugenol, pudiéndose adicionar un acelerador de fraguado. Su resistencia a la compresión es de más o menos 100 a / 200 kg/cm².

Clase II: los cementos son de mayor resistencia y resultan de la incorporación al polvo de resinas naturales o sintéticas como material de relleno, aceleradores de fraguado y eugenol. Su resistencia a la compresión es de alrededor de 450 kg/cm². Un ejemplo comercial de esta clase de cemento es el IRM. Figura 26.

Clase III: son los que contienen en el líquido, además / del eugenol, el ácido orto-etoxibenzoico (EBA). El polvo



Figura 28. Incorporación al líquido de una parte de polvo del IRM.

contiene, además del óxido de cinc, materiales de relleno o carga que pueden ser además de resinas, cuarzo o a lúmina. Poseen también un acelerador de fraguado. La re

sistencia a la compresión de estos cementos puede llegar hasta 980 kg/cm².

De acuerdo a estos valores, la resistencia a la compresión de estos cementos de óxido de cinc-eugenol reforzados, a pesar de ser más débiles que los del cemento de fosfato de cinc, son semejantes (9), pero su principal ventaja sobre éstos es por supuesto biológica, aunque a su vez, según los trabajos realizados por Bhaskar y colaboradores y citados por Russo (40), estos cementos son algo más irritantes que los de óxido de cinc-eugenol puros.

Indicaciones:

El mejoramiento de las propiedades físicas y mecánicas de los cementos de óxido de cinc-eugenol, de la clase II y III, trajo aparejado su aplicación como:

- 1- base de cavidades que van a ser obturadas con amalgama o incrustaciones metálicas. (89).
- 2- como material de cementación provisoria y permanente en prótesis fija. (79).
- 3- como material de restauración intermedia, nombre propuesto por Jendressen y Phillips (91-92) para designar a estos materiales que de acuerdo a estudios por ellos realizados reúnen una serie de propiedades como son:
 - a- adecuada resistencia a la abrasión.
 - b- adecuada resistencia a la compresión.
 - c- adecuada resistencia a la tracción.
 - d- aceptables propiedades biológicas.
 - e- adecuada adaptabilidad a las paredes cavitarias.
 - f- fácil manipulación y colocación en la cavidad,

que permite mantenerlos en la cavidad bucal por un tiempo prolongado tanto o más que los cementos de fosfato / de cinc. (3-12-73-87-91-92-93-94).

Manipulación:

Es bastante simple. Algunos vienen en forma de pasta-pasta o bien polvo y líquido que se prepara sobre



Figura 29. Consistencia que debe adquirir un material de restauración intermedia para ser utilizado como protector bio-pulpar.

una loseta fina al abrigo de la humedad que acelera notoriamente el tiempo de fraguado. De acuerdo a la proporción polvo-líquido se le da la consistencia adecuada para el uso a que está destinada. Figuras 27-28 y 29.

Conociendo las bondades de estos cementos con respecto a la salud pulpar, eliminan la necesidad de los materiales sub-base utilizados para proteger la pulpa, cuando se utilizan los cementos de fosfato de cinc, evitando así la irritación pulpar.(82).

IV. I N V E S T I G A C I O N E S R E A L I Z A D A S

La necesidad de un tratamiento adecuado de los túbulos dentinarios recién cortados, no protegidos por dentina reparativa, es imperativo (4), ya que cualquier material que se emplee como obturador tendrá efectos deletéreos sobre el tejido pulpar, porque las extremidades de los odontoblastos que se han seccionado quedan en contacto con él.

A pesar que los materiales restauradores deben / cumplir con requisitos físicos, químicos y biológicos, no se cuenta aún con el material que satisfaga la totalidad / de los mismos (5) para ser considerado arquetipo.

La amalgama de plata no escapa a estas reglas. En efecto, a pesar de ser uno de los materiales de obturación más inocuo para el elemento dentario, presenta reacciones galvánicas, oscurece la estructura dental, y trasmite los cambios térmicos del medio bucal al complejo dentino-pulpar con gran intensidad.

De estos factores negativos surge la necesidad de interponer entre el material restaurador y el tejido dentinario subyacente una o más capas de materiales específicos para evitar injurias a la pulpa, ocasionadas por los materiales restauradores y, a través de ellos por agentes físicos del medio externo -ciclaje térmico y eléctrico-, químicos -toxicidad de algunos materiales- y biológicos -microfiltraciones-.

Un material para base debería poseer cualidades / biológicas y físico-mecánica que le permita llenar las / siguientes exigencias:

a- compatibilidad biológica y acción terapéutica sobre el órgano dentino-pulpar, favoreciendo la recuperación de la pulpa lesionada.

b- suficiente resistencia mecánica, que le permita cuando así lo requiera, resistir las fuerzas de condensación del material restaurador, además de los complejos esfuerzos / masticatorios que recibe a través de la obturación.

c- que sea un perfecto aislante de los irritantes químicos, térmicos y eléctricos.

Como no se cuenta aún con el material que reúna la totalidad de estos requisitos, surge la necesidad de combinar distintos tipos de ellos para lograr un correcto aislamiento y protección bio-pulpar. Esto hace que en la clínica se presenten una serie de problemas negativos como son: espesores de las bases, distorsiones y fracturas de las mismas.

Estos problemas clínicos no están ausentes cuando se obtura una cavidad con amalgama de plata, y la presencia de ellos, indujo a la realización del presente / trabajo con las siguientes hipótesis determinantes:

A- Efecto de la presión de condensado de la amalgama de plata en los protectores bio-pulpaes.

B- Valores de transmisión térmica en dientes obturados con amalgama de plata que llevan distintos medios de aislamiento del complejo dentino-pulpar, interpuestos en diferentes espesores.

IV.A. EFFECTO DE LA PRESION DE CONDENSADO DE LA AMALGAMA DE PLATA EN LOS PROTECTORES BIO-PULPARES

Los materiales para protección y aislamiento bio-pulpar han sido usados antiguamente, aunque basados en / conocimientos empíricos y en observaciones clínicas.

A pesar de ello, desde 1916 (10) se habla de la conveniencia de esperar que la 'pasta' esté endurecida / para evitar que la misma se deforme durante la condensación de la amalgama, impidiendo así que el material de / obturación sea adecuadamente condensado en la cavidad.

Hoy, a despecho de que la elección y el uso de / esos agentes puede hacerse sobre bases lógicas y científicas, existen discrepancias entre los resultados de los trabajos de los diferentes autores referentes a los valores de la resistencia a la compresión que deben tener / los distintos materiales que se utilizan como aislantes bio-pulparens en cavidades que se obturan con amalgama de plata, para que les permita soportar sin sufrir alteraciones, las fuerzas ejercidas durante la condensación del material obturador. (7-9-21-5-64-65-97-98-99-100).

La bibliografía consultada señala la resistencia compresiva a las fuerzas de condensación de la amalgama, posterior de 7 a 10 minutos de realizada la base, lo // cual en la clínica no siempre se cumple ya que según el material usado el tiempo de endurecimiento es menor, y / además, los principios ergonómicos actuales determinan / la realización de la restauración en un tiempo inferior al mencionado.

Con la finalidad de evaluar los posibles cambios

producidos en los materiales usados como base, durante la condensación de la amalgama -en cavidades preparadas para ese fin- y a los 3 minutos de colocados los protectores / bio-pulpaes, se realiza el siguiente trabajo:

MATERIAL Y METODOS:

En 70 elementos dentarios molares sanos, extraídos por razones periodontales, cuya edad promedio fue de 42.3 años, se efectuaron cortes en sentido mesio-distal, con discos de diamante de borde cortante, a velocidad / convencional y bajo intensa refrigeración acuosa.

Con el mismo instrumental y con igual régimen de trabajo, se eliminó la convexidad de una de las caras / proximales.

Dichos cortes fueron luego sometidos a procesos de pulimento tipo metalográfico, utilizando para ello, / piedras de carborundun y bandas rotatorias de óxido de aluminio de granulación decreciente, hasta lograr superficies planas, lisas y perpendiculares entre sí.

Finalizado este procedimiento, con alta velocidad y bajo refrigeración de agua pulverizada, se tallaron con piedras de diamante cilíndricas de 1.00 mm de diámetro y 2.60 mm de altura, hemicavidades de clase II, tipo Black. Figura 30.

A cada uno de estos preparados y con el objeto de facilitar las maniobras de condensación de la amalgama, / se adaptaron 2 portaobjetos de vidrio, cortados de acuerdo al tamaño de los dientes y fijados a las superficies dentarias de los cortes mediante metil-cianoacrilato, /



Figura 30. Hemi-cavidad de clase II tipo Black, tallada con alta velocidad en un tercer molar / superior donde se observa: la pared gingival biselada y paralela a la pulpar; la pared axial / perpendicular a las anteriores y la pared distal divergente hacia oclusal.

reconstruyéndose así, las paredes proximal y palatina o lingual faltantes, con lo que el sistema quedó en condiciones de receptor los materiales para base y obturación. Figura 31.

Se aplicó sobre la pared pulpar y axial de cada preparado, el material utilizado como protector bio-pulpar a investigar, en un espesor de ± 1.00 mm. Para ello los elementos dentarios fueron divididos en siete grupos de 10 dientes cada uno que utilizaron como aislamiento y/ o protección bio-pulpar a los siguientes materiales:

- Grupo 1: Cemento de hidróxido de calcio MPC.*
- Grupo 2: Cemento de hidróxido de calcio Dycal**
- Grupo 3: Cemento de fosfato de cinc BERA***.
- Grupo 4: Cemento de policarboxilato de cinc PROTHOPLAST****
- Grupo 5: Cemento de óxido de cinc-eugenol sin acelera-/
dor*****.
- Grupo 6: Cemento de óxido de cinc-eugenol con acetato de
cinc*****.
- Grupo 7: Cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado /
IRM*****.

A los 3 minutos de insertado el aislante bio-pulpar, y luego del correspondiente examen microscópico de su superficie, en cada grupo se condensó amalgama dental, utilizando aleación Ventura 07*****, bajo presión manual, empleando condensadores de sección circular de 2mm de diámetro y de superficie lisa. Figura 32.

En aquellos materiales para base que no endurecieron a los 3 minutos, se realizó la condensación de la amalgama de plata a los 6 minutos.

* Kerr Mfg. Co. Michigan. USA.

** L.D. Caulk Company. Canadá.

*** B.A. Ramirez e hijos. S.C.A. Argentina.

**** Prothoplast S.A.I.C. Argentina.

***** Laboratorios Dr. Preston. S.R.L. Dickinson. Argentina.

***** Laboratorios Dr. Preston. S.R.L. Dickinson. Argentina.

***** L.D. Caulk Company. Canadá.

***** Macrodent S.A./Ventura. Argentina.

La presión de condensado fue registrada gráficamente con una máquina Instron TT. CM. siendo el término/medio de la misma de 2.7 kg/cm². Figuras 33-34-35-36.



Figura 31. Dique de contención formado por los porta-objetos de vidrio cortados y unidos por metil-cianoacrilato.

La colocación del material utilizado como base, / como así también el condensado de la amalgama, fue realizado por el mismo operador.

Inmediatamente a la condensación de la amalgama, / el preparado fue observado al microscopio y microfotografiado con doble iluminación incidente lateral en 45° con un fotomicroscopio Zeiss II con objetivos de contraste de fase PH 1 y PH 2 y fotometría automática.

Los espesores de capas se midieron con micrómetro óptico y de las micrografías realizadas se efectuaron am-

pliaciones de 1:10.



Figura 32. Sistema elemento dentario-dique de contención con el aislamiento bio-pulpar realizado y en la etapa de condensación de la amalgama.

Mediante un Planímetro Polar Compensador con brazos ajustables, (figuras 37-38-39) se procedió a realizar la medición de dos áreas en cada fotografía, antes / -testigo- y después del condensado de la amalgama -problema-. Estas áreas fueron seleccionadas o correspondieron a zonas donde el material colocado como base presentó irregularidades y/ o accidentes en su estructura o en su superficie -áreas 1 y 2-.

Las mediciones se realizaron con el brazo trazador en posición I y II -según se situó, el mismo, a la derecha o a la izquierda respectivamente del área en estu-

Figura 33. Máquina Instron TT. CM. utilizada para registrar la presión de condensado de la a amalgama. Se observa en a - soporte para pruebas de compresión, en b- carta/registradora.

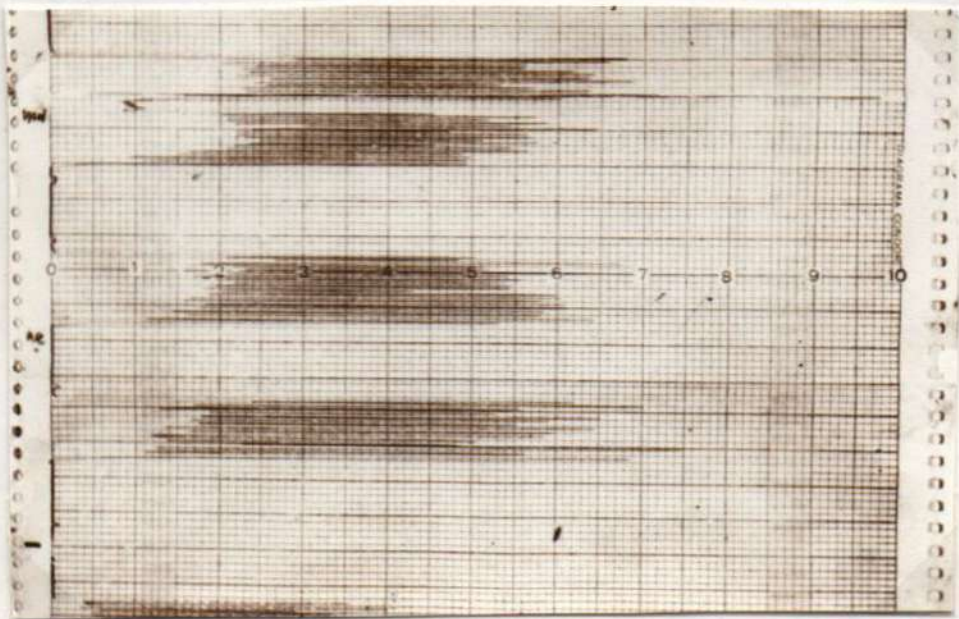
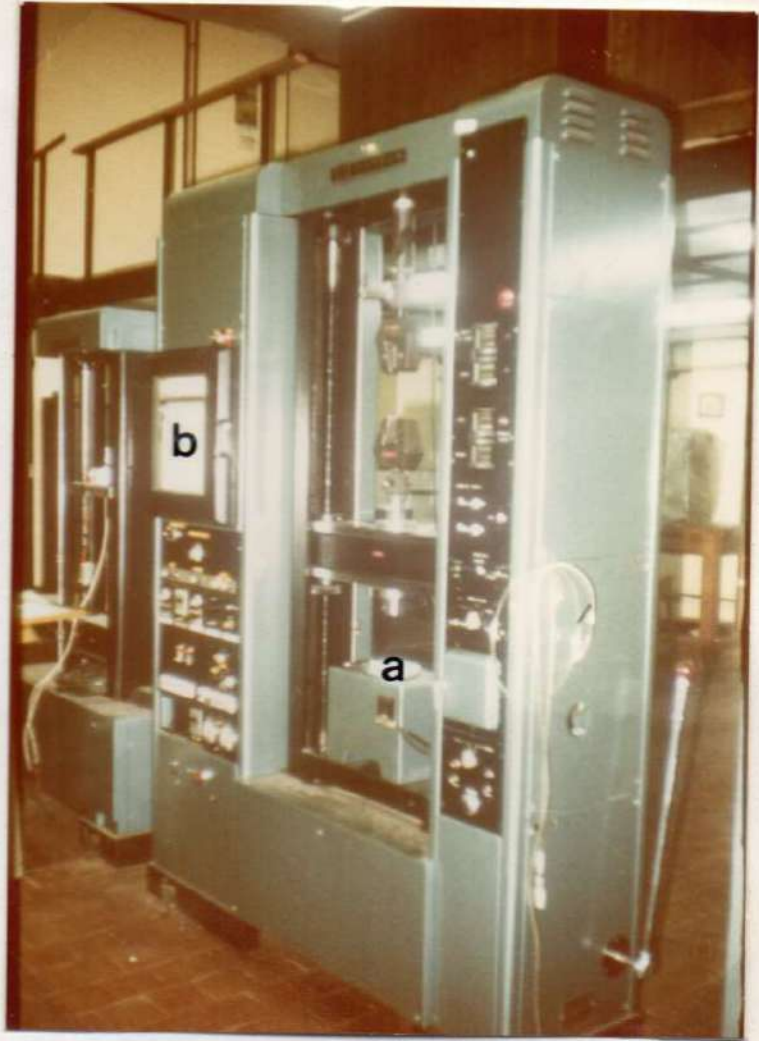


Figura 34. Registro gráfico de la presión de condensado efectuada en la muestra antes de ser microfotografiado.

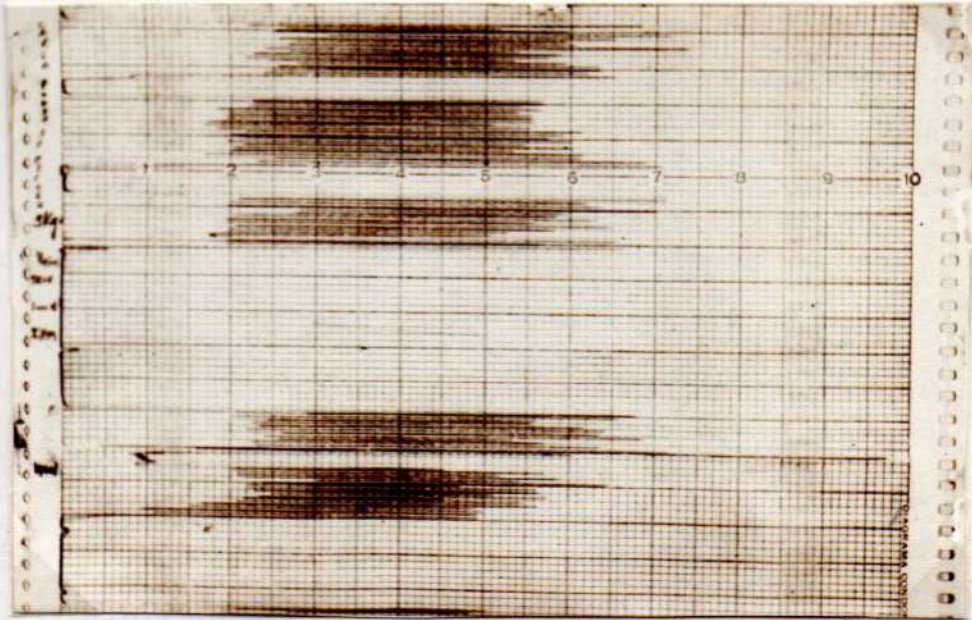


Figura 35. Gráficoación de la presión de condensado efectuada por la carta de la máquina Instron TT. CM. con 5 kg a fondo de escala.

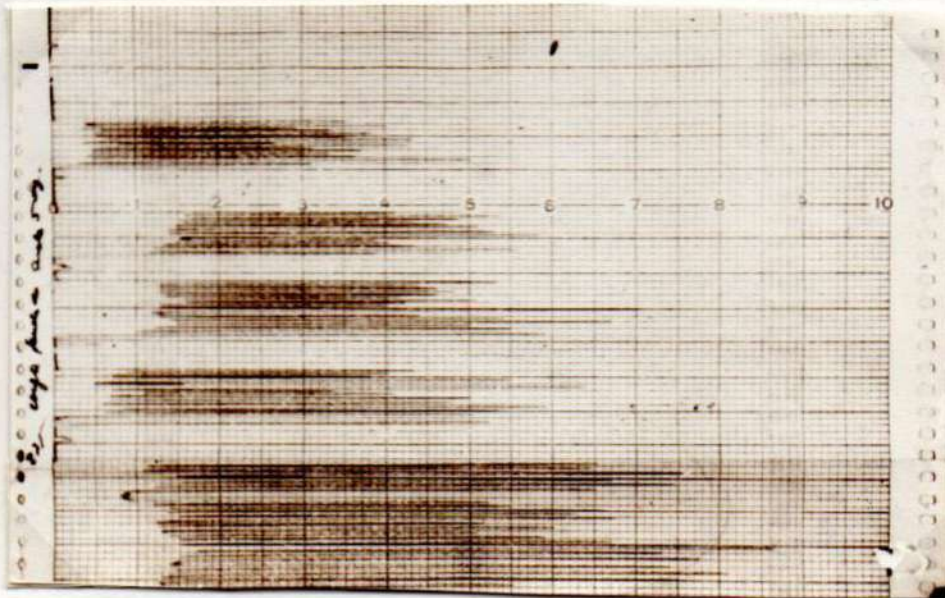


Figura 36. Ensayo de la presión de condensado de la amalgama de plata.

dio-; a su vez para cada posición cada una de las áreas fue medida 5 veces, realizándose en ellas tres lecturas (i, m y f). Figura 40.

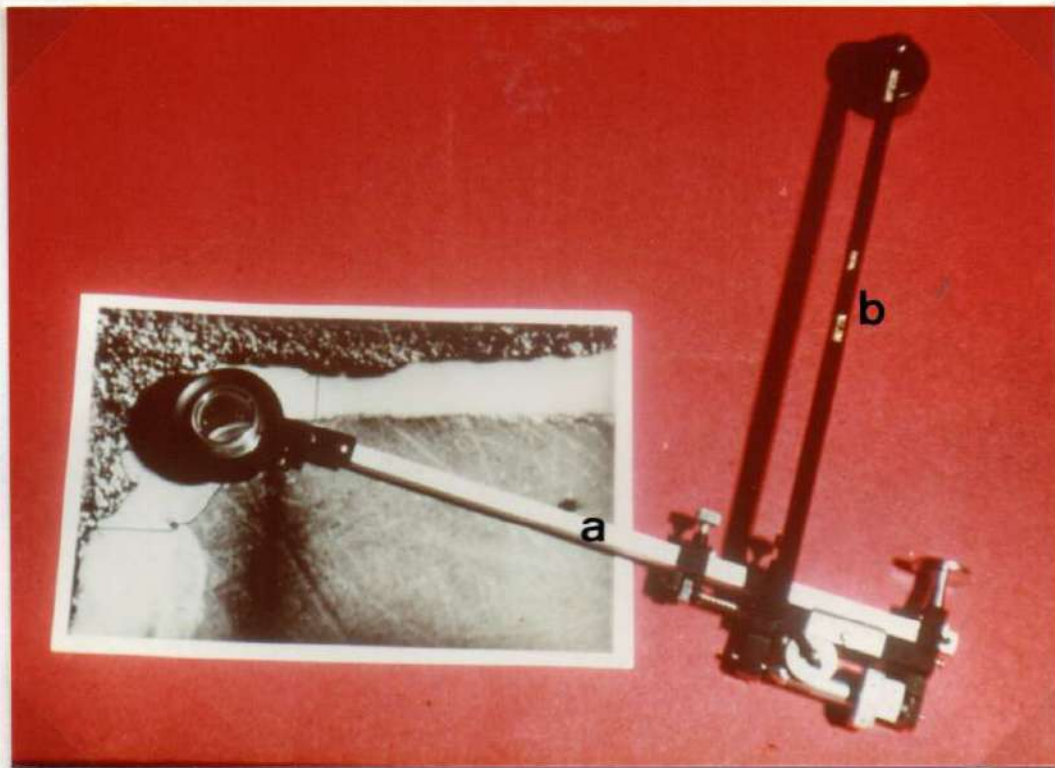


Figura 37. Planímetro Polar compensador de brazos ajustables, donde se observa: a: brazo trazador; b: brazo polar y la ampliación 1:10 de la microfotografía.

Los resultados obtenidos de estas mediciones fueron expresados en vueltas/1000, y se permitió determinar así el valor de las áreas en estudio y enunciarlas en milímetros cuadrados.

Estos valores fueron sometidos a análisis estadísticos cuantitativos, determinándose los siguientes resultados:

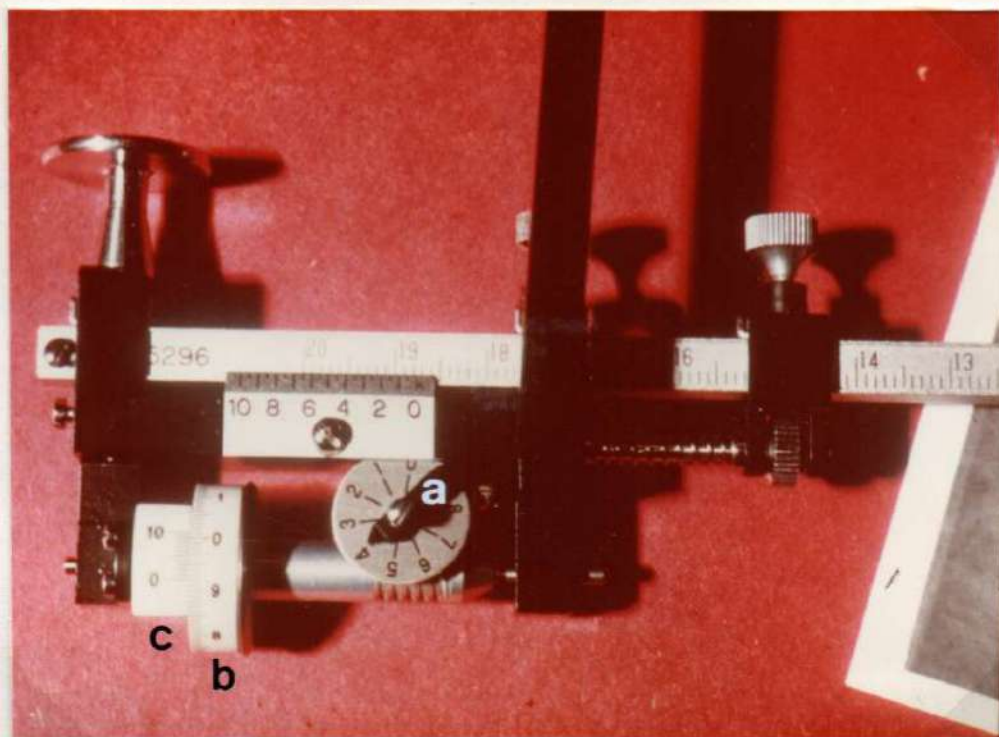


Figura 38. Planímetro polar compensador donde se observa: a: disco contador de vueltas; b: escala de rueda y c: vernier.



Figura 39: Lente diseñadora que permite observar en su parte central el punto trazador.

I POSICION			II POSICION			
i	4200	1004	1007	i	8443	1000
m	8107	1005		m	8334	1000
f	4201	1000		f	8443	1000
i	1405	1003	1007	i	8303	1010
m	3300	1002		m	7493	1012
f	1407	1001		f	8307	1014
i	1300	1004	1007	i	8300	1010
m	3200	1004		m	7450	1010
f	1307	1003		f	8300	1011
i	8300	1005	1007.75	i	8373	1011
m	7213	1004		m	7402	1011
f	8300	1004		f	8373	1011
i	8347	1005	1000.25	i	8100	1007
m	7252	1005		m	8202	1000
f	8347	1005		f	8170	1000

$n = \frac{10070}{10} = 1.007$

CONSTANTE = 10.400 $\left[\frac{\text{mm}^2}{(\text{cm} \cdot 1000)} \right]$ PARA UNA LONGITUD DE BRAZO TRAZADO DE 107.0

RESULTADO: N° DE VUELTAS = 10.400 mm^2

Figura 40. Mediciones realizadas con el brazo trazador del Planímetro polar en posición I y II.

RESULTADOS:

1) El cemento de hidróxido de calcio MPC del / grupo 1, luego de las determinaciones efectuadas a los 3 minutos de realizado el aislamiento y protección bio-pulpar, reveló que las muestras sufrieron modificaciones en su estructura y superficie al ser sometidas a la presión del condensado de la amalgama. Figuras 41 - 42 y 43.



Figura 41. Pared pulpar con el aislamiento biopulpar del cemento de hidróxido de calcio MPC / antes del condensado de la amalgama.

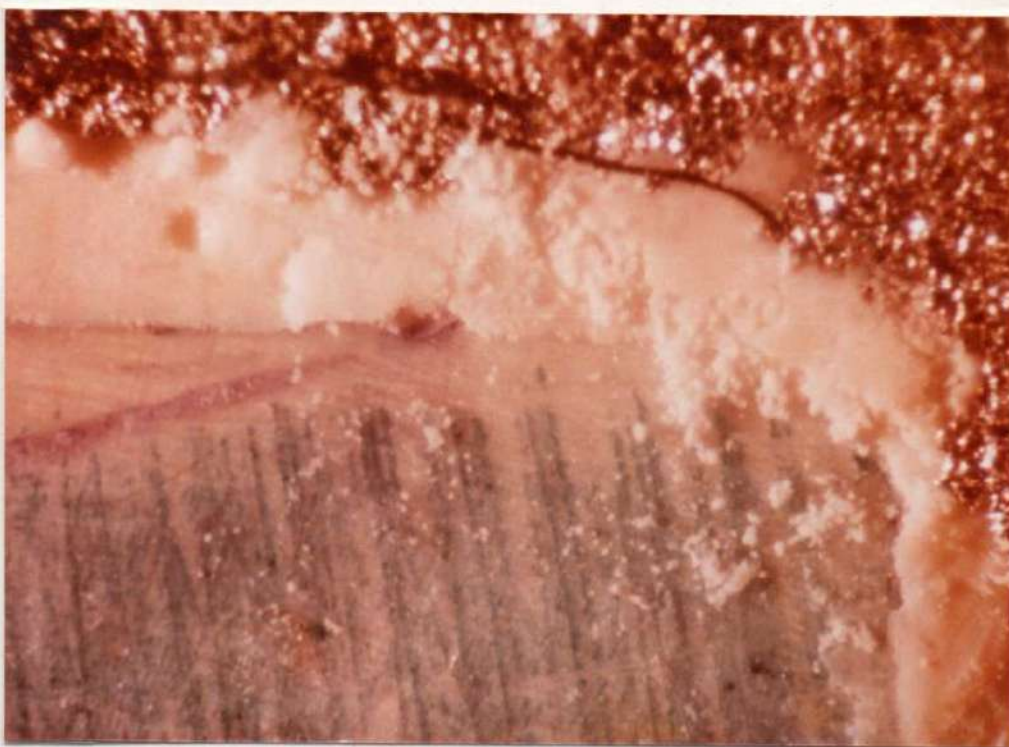


Figura 42. Modificaciones en la base protectora de la figura anterior producidas por la presión de condensado de la amalgama.

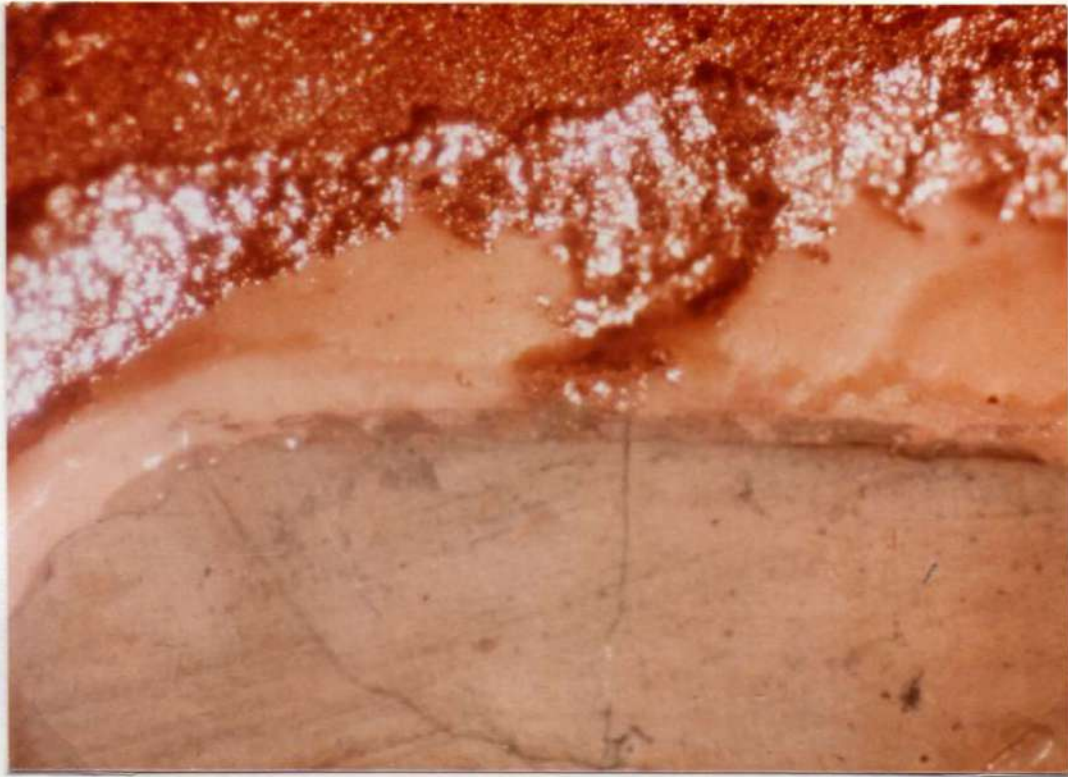


Figura 43. Deformación de la base de hidróxido de calcio MPC producida a los 3' de realizada, por la penetración de la amalgama en su interior.

2) El cemento de hidróxido de calcio MPC adquiere resistencia a la presión de condensado de la amalgama a los 6 minutos de efectuada la base o aislamiento y protección bio-pulpar. En estas condiciones la presión de condensación de la amalgama de plata no permitió determinar modificaciones estadísticamente significativas cuando se compararon las muestras A -testigo- con las muestras B -problema- en las áreas 1 y 2 medidas planimétricamente. Cuadro I, Figuras 44 - 45 - 46 - 47 - 48 - 49 - 50 - 51 y 52.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LAS ÁREAS MEDIDAS ANTES Y DESPUES DE LA CONDENSACION DE LA AMALGAMA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AL CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO -MPC-

AREA 1 en mm ²			AREA 2 en mm ²		
MUESTRAS	TM	ESTM	MUESTRAS	TM	ESTM
A	24.43	±0.30	A	75.00	±0.33
B	20.97	±0.50	B	80.33	±0.60

Cuadro I

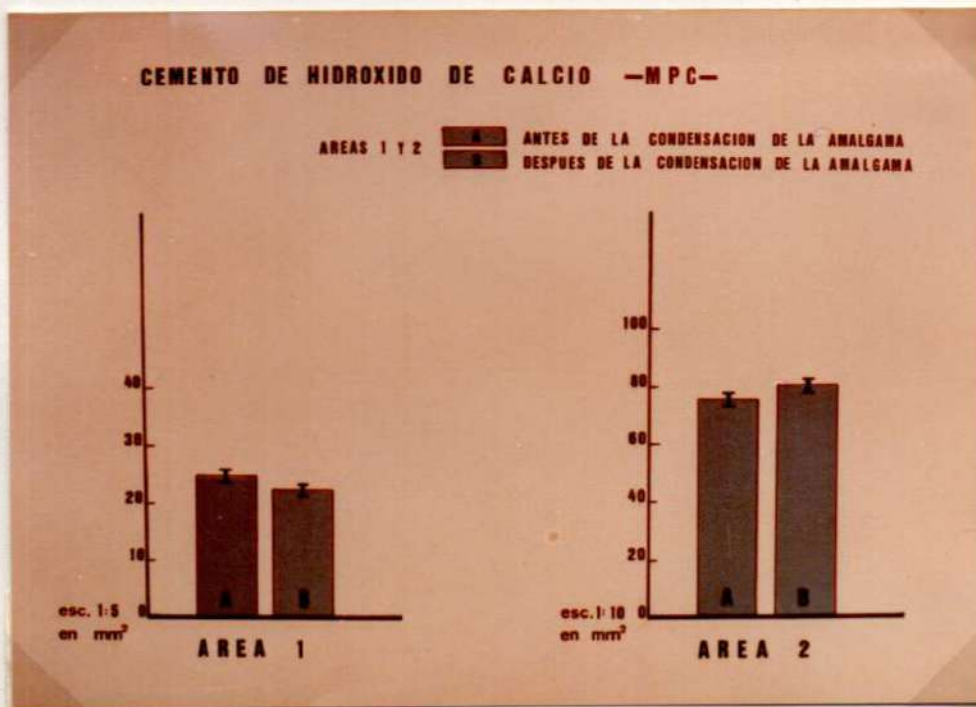


Figura 44. Valores estadísticos de los TM indicados por las barras verticales y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

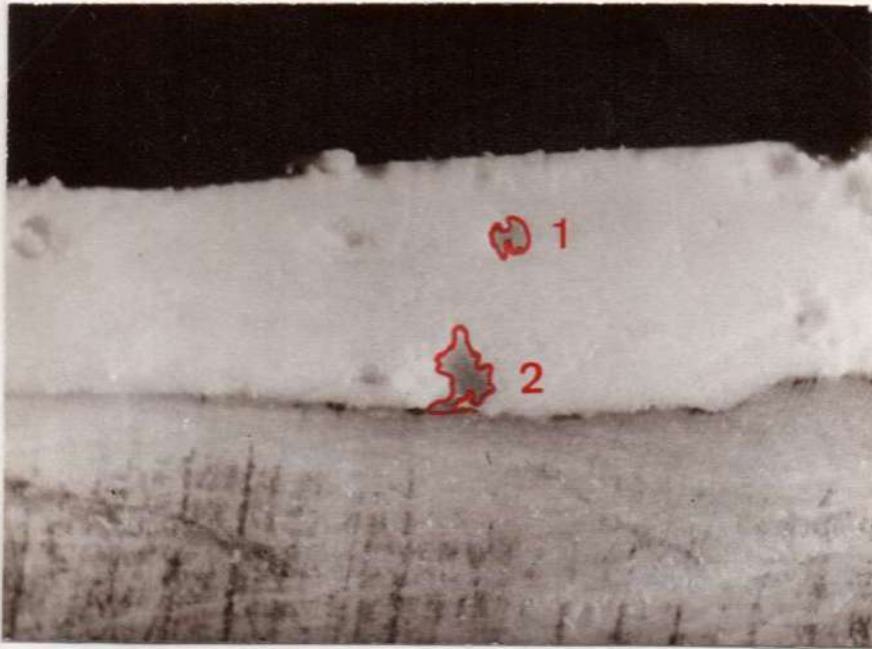


Figura 45. Muestra A -testigo- antes de la condensación de la amalgama donde se observan las áreas 1 y 2 que fueron medidas.

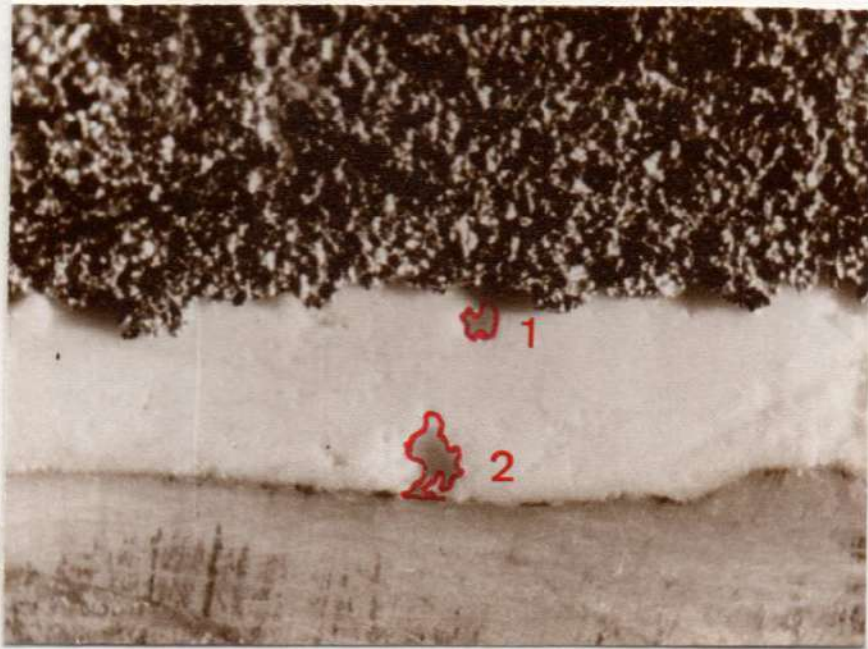


Figura 46. Las áreas 1 y 2 de la figura anterior luego de la condensación de la amalgama.



Figura 47. Pared pulpar de una cavidad de clase II donde se observa una base de cemento MPC antes del condensado de la amalgama. Nótese la penetración del material en el interior de una fisura dentinaria.

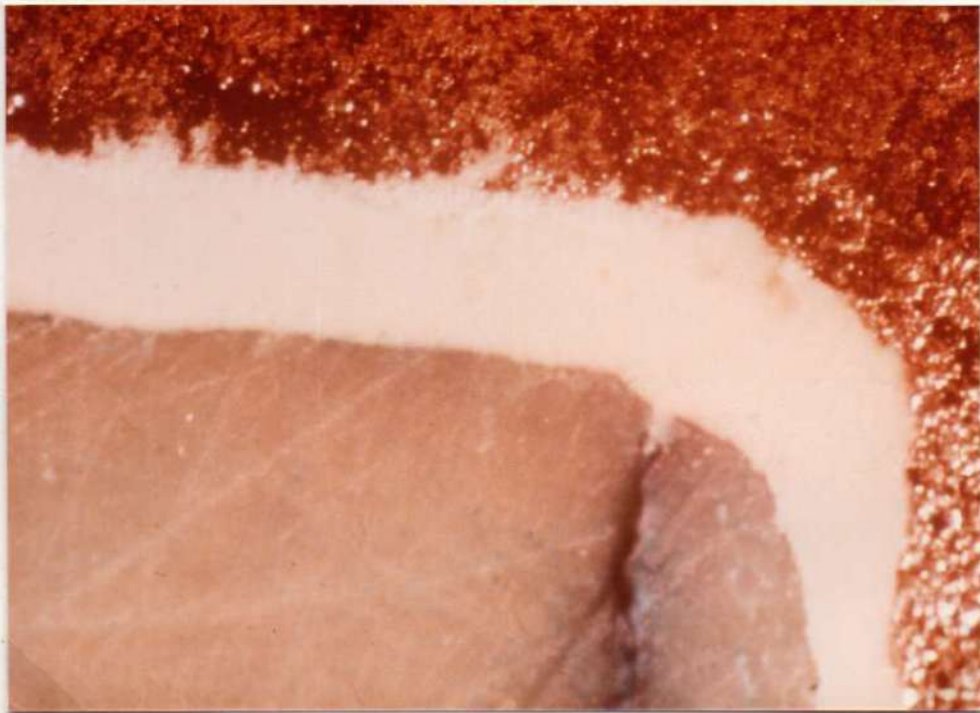


Figura 48. La base de la figura anterior luego del condensado de la amalgama.



Figura 49. La penetración del cemento MPC en la fisura dentinaria, no sufre modificaciones luego del condensado de la amalgama.

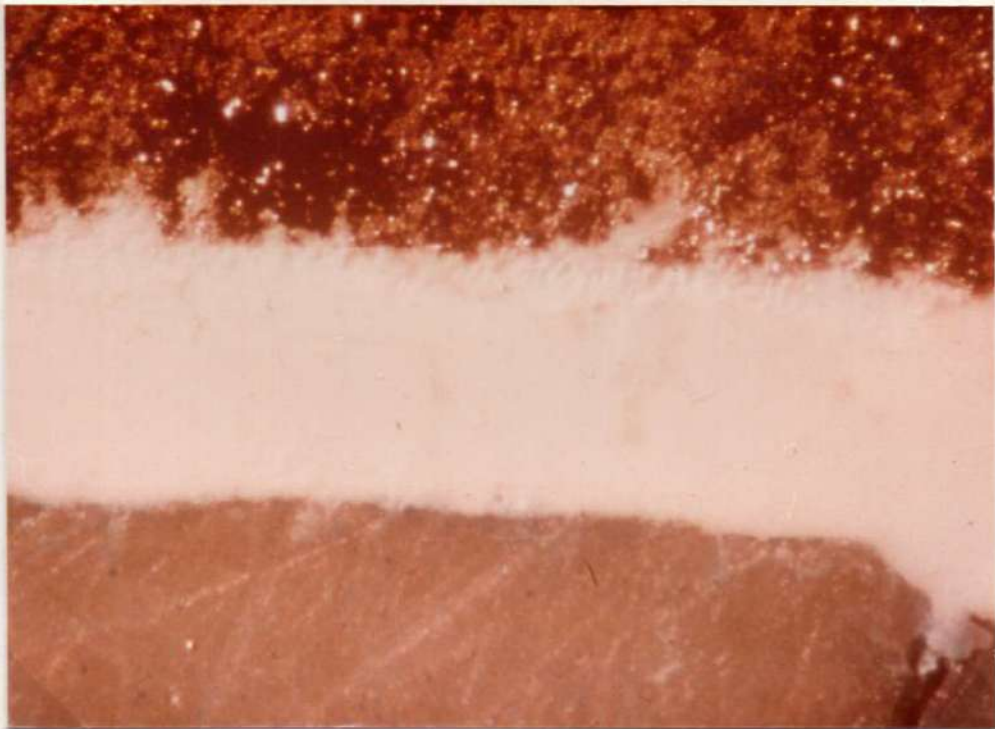


Figura 50. Micrografía donde se observa la correcta adaptación de los materiales, con espículas de la base, sin modificaciones en el interior de la amalgama de plata.

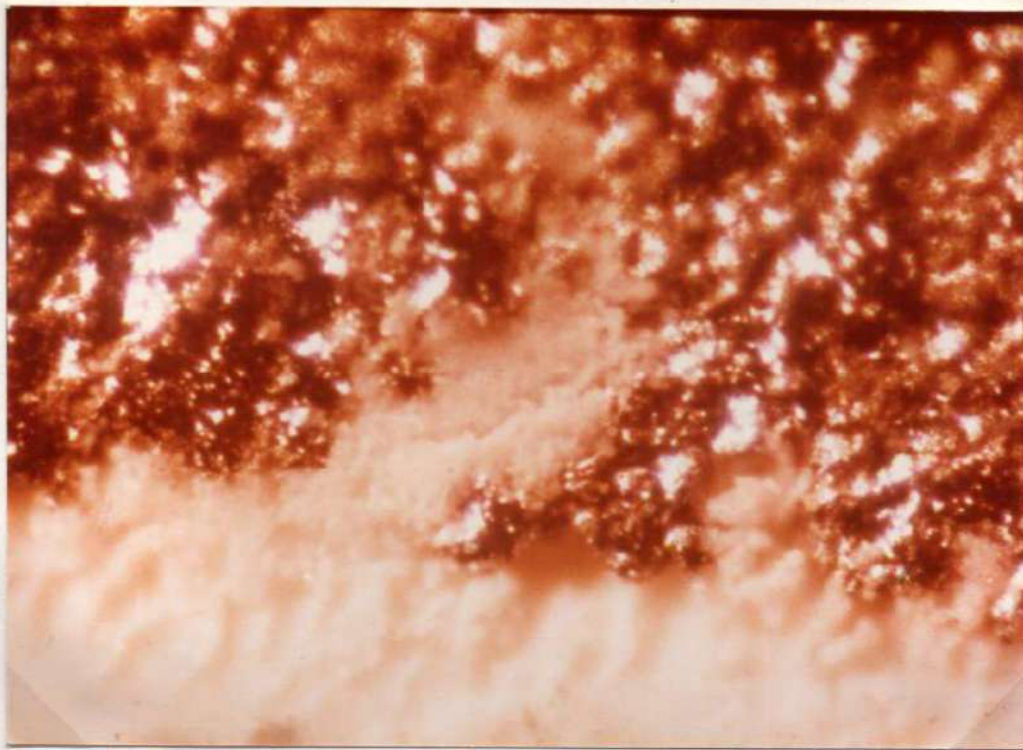


Figura 51. Micrografía que muestra la interfase base-material de obturación. 260x.

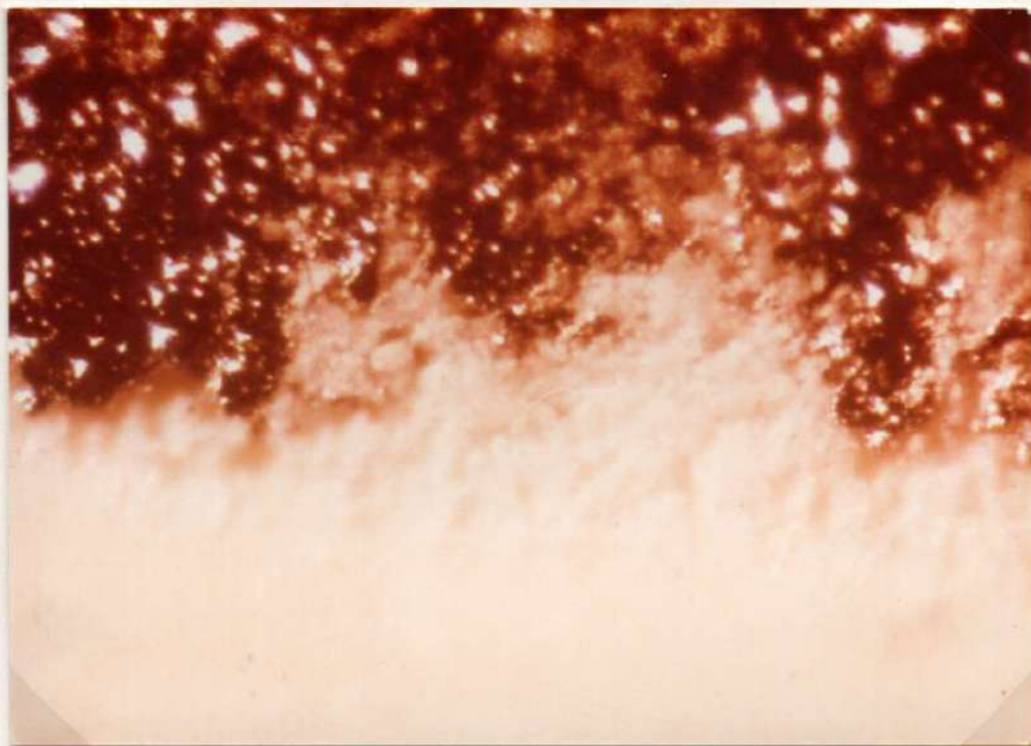


Figura 52. Las espículas de hidróxido de calcio de la figura 50, a 260x.

3) Las mediciones planimétricas realizadas sobre las muestras de aislamiento y protección bio-pulpar del / cemento de hidróxido de calcio Dycal, antes y después de la condensación de una amalgama de plata, permitieron comprobar que el material no experimenta modificaciones en su volumen, estructura y superficie cuando es sometido a las fuerzas de condensación del material de obturación, no revelando los valores de las áreas 1 y 2 en las muestras testigos y problemas, diferencias estadísticamente significativas. Cuadro II. Figuras 53-54-55-56-57-58-59-60-61 y 62.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LAS ÁREAS MEDIDAS ANTES Y DESPUÉS DE LA CONDENSACIÓN DE LA AMALGAMA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AL CEMENTO DE HIDRÓXIDO DE CALCIO -DYCAL-

AREA 1 en mm ²			AREA 2 en mm ²		
MUESTRAS	TM	ESTM	MUESTRAS	TM	ESTM
A	5101	± 0.57	A	90.02	± 0.33
B	5170	± 0.29	B	92.0	± 0.16

Cuadro II

La condensación de la amalgama de plata se practicó a los 3 minutos de colocada la base cavitaria.

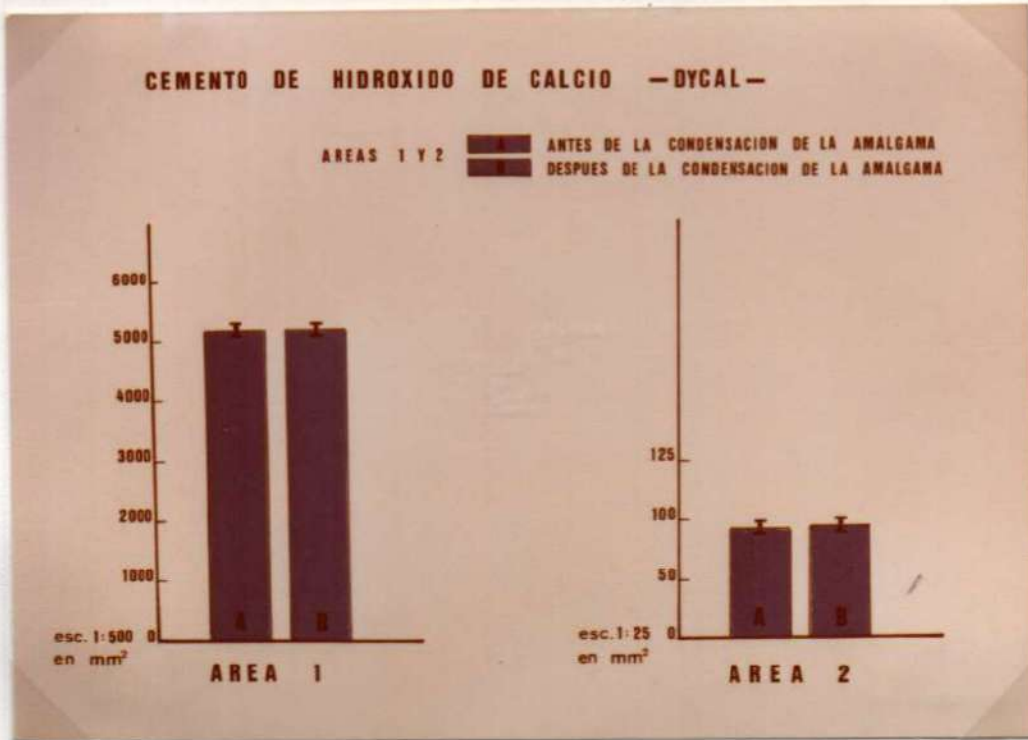


Figura 53. Valores estadísticos de los TM indicados por las barras verticales y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

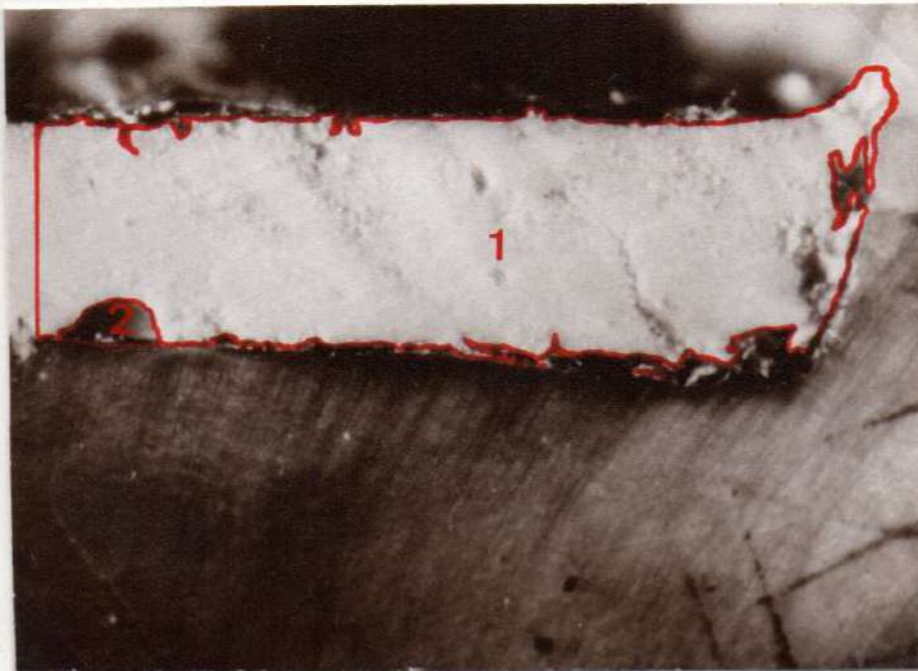


Figura 54. Muestra testigo A donde se observan las áreas 1 y 2 antes del condensado de la amalgama.

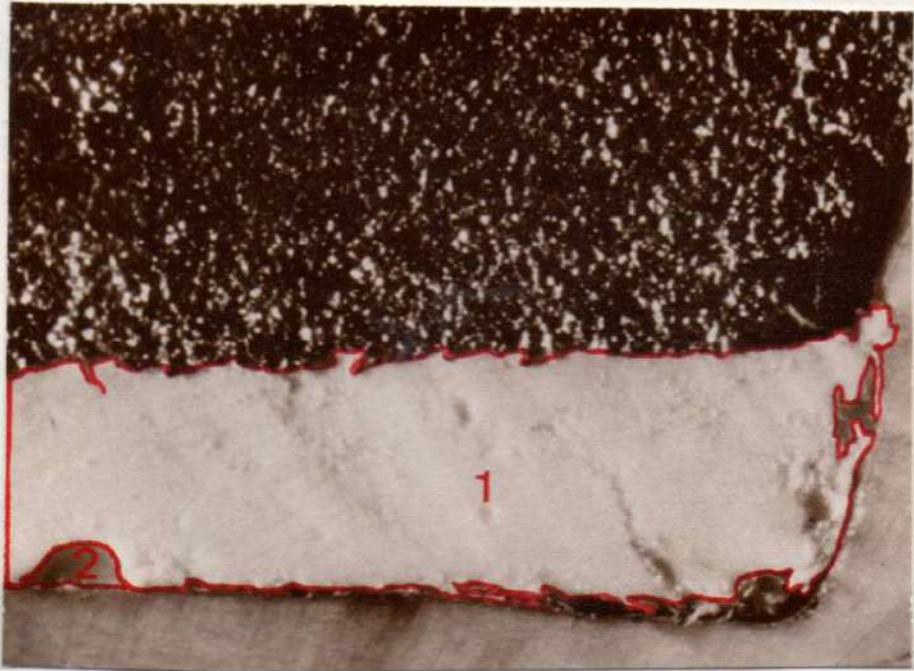


Figura 55. Muestra problema B con sus áreas 1 y 2 después de condensada la amalgama.

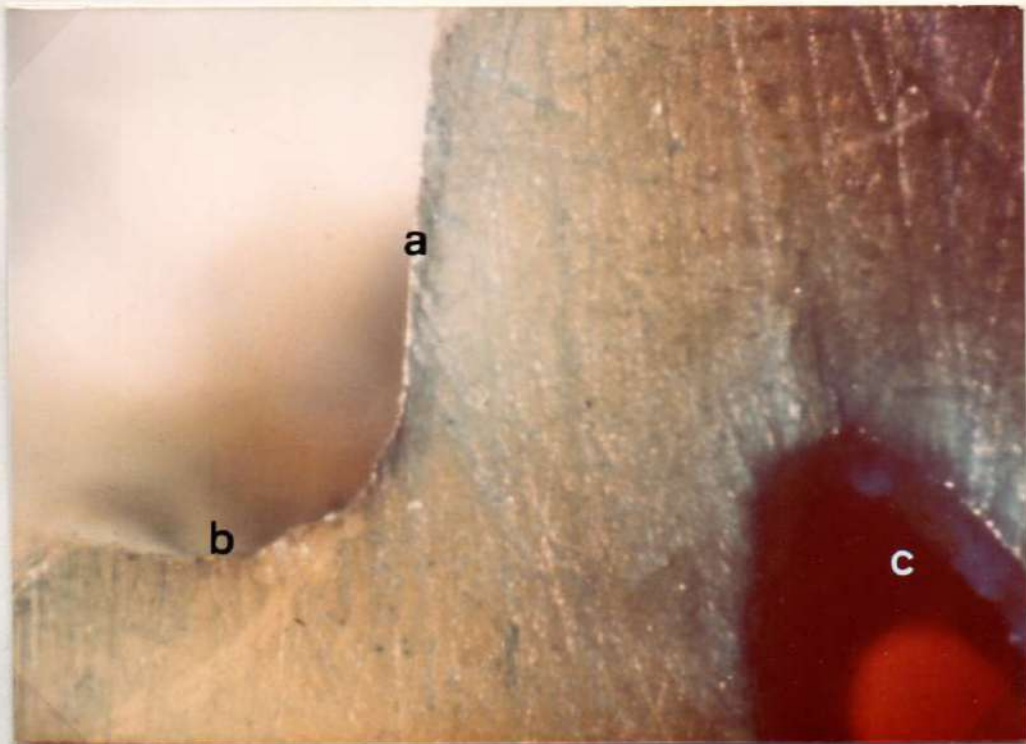


Figura 56. Microfotografía del corte mesio-distal de una cavidad de clase II. Se observa: a-pared / axial, b-pared gingival y c-cámara pulpar.



Figura 57. Aislamiento y protección bio-pulpar de la pared axial con cemento Dycal antes de / la condensación de la amalgama.



Figura 58. El cemento de hidróxido de calcio Dycal luego del condensado de la amalgama.

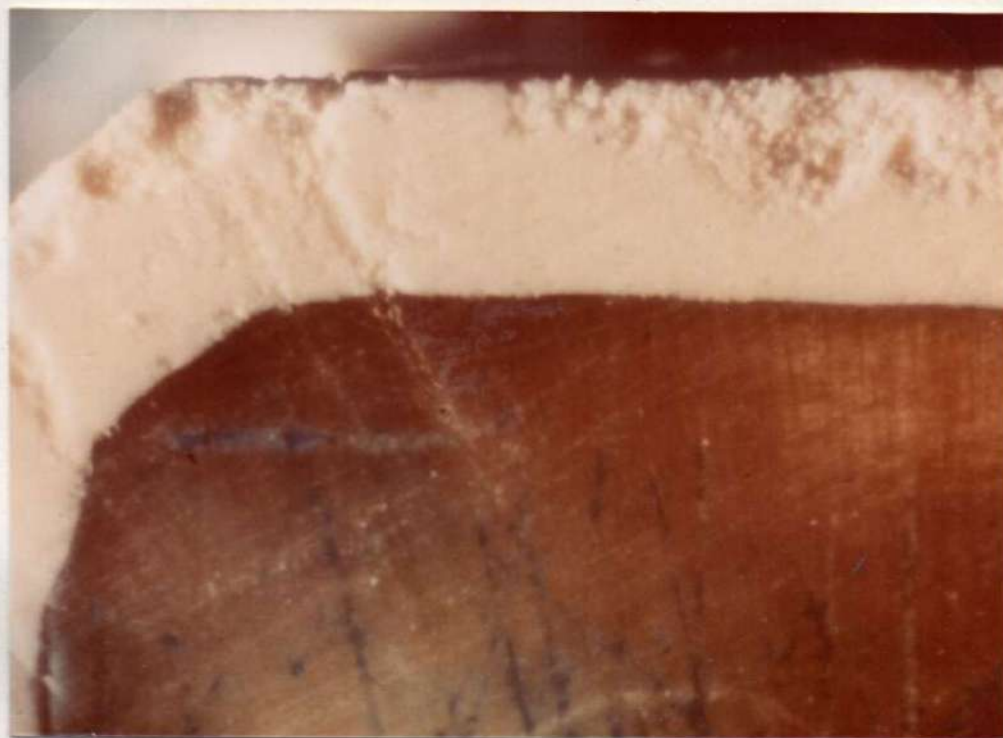


Figura 59. Micrografía del ángulo axio-pulpar protegido con Dycal. Muestra testigo.



Figura 60. El ángulo de la figura anterior que ha recibido las presiones de condensación del material de obturación.



Figura 61. Cemento de hidróxido de calcio Dycal protegiendo la pared pulpar. Obsérvese el espacio vacío sobre la dentina. Muestra testigo.



Figura 62. La zona de la figura anterior luego de las presiones de condensación. El poro de / aire atrapado no ha sufrido modificación.

4) Los valores logrados de las mediciones planimétricas efectuadas sobre las muestras que llevan como aislante y protector bio-pulpar al cemento de fosfato de cinc BERA, antes y después de la condensación del material de obturación -amalgama-, permitieron determinar que el material de base no sufre modificaciones en su estructura y superficie cuando es sometido a las / fuerzas de condensación de la amalgama, siendo estos / valores de las áreas 1 y 2 en las muestras testigo y / problema, estadísticamente no significativos. Cuadro III. Figuras 63 - 64 - 65 - 66 y 67.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LAS ÁREAS MEDIDAS ANTES Y DESPUÉS DE LA CONDENSACIÓN DE LA AMALGAMA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AL CEMENTO DE FOSFATO DE CINCO -BERA-

AREA 1 en mm ²			AREA 2 en mm ²		
MUESTRAS	TM	ESTM	MUESTRAS	TM	ESTM
A	200.00	± 0.10	A	167.00	± 0.20
B	201.30	± 0.00	B	162.50	± 0.20

Cuadro III

Las mediciones se realizaron a los 3 minutos de colocada la base de cemento de fosfato de cinc.

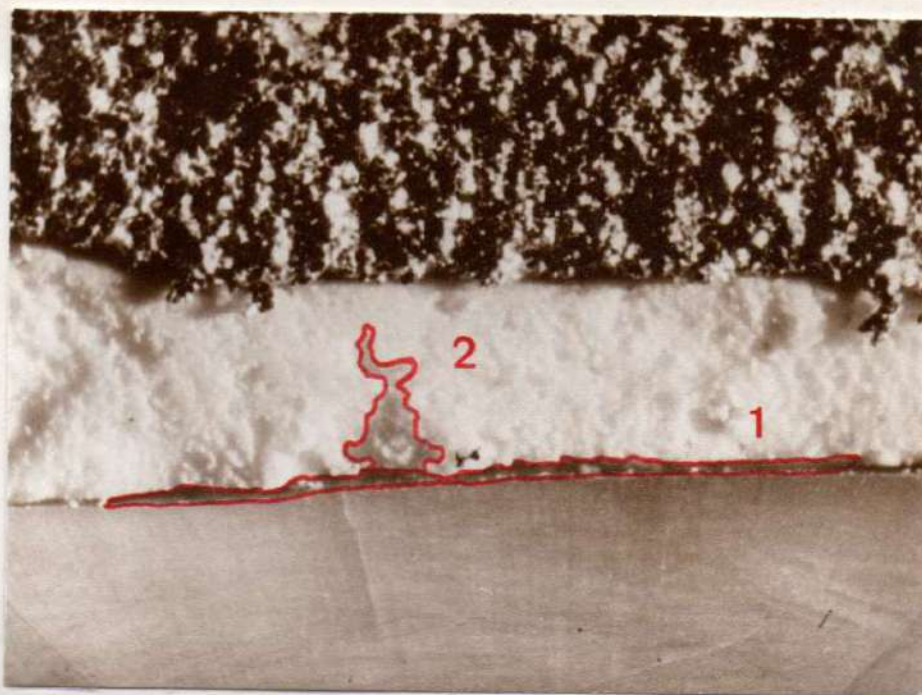


Figura 65. Areas 1 y 2 de la muestra B, luego del condensado de la amalgama.

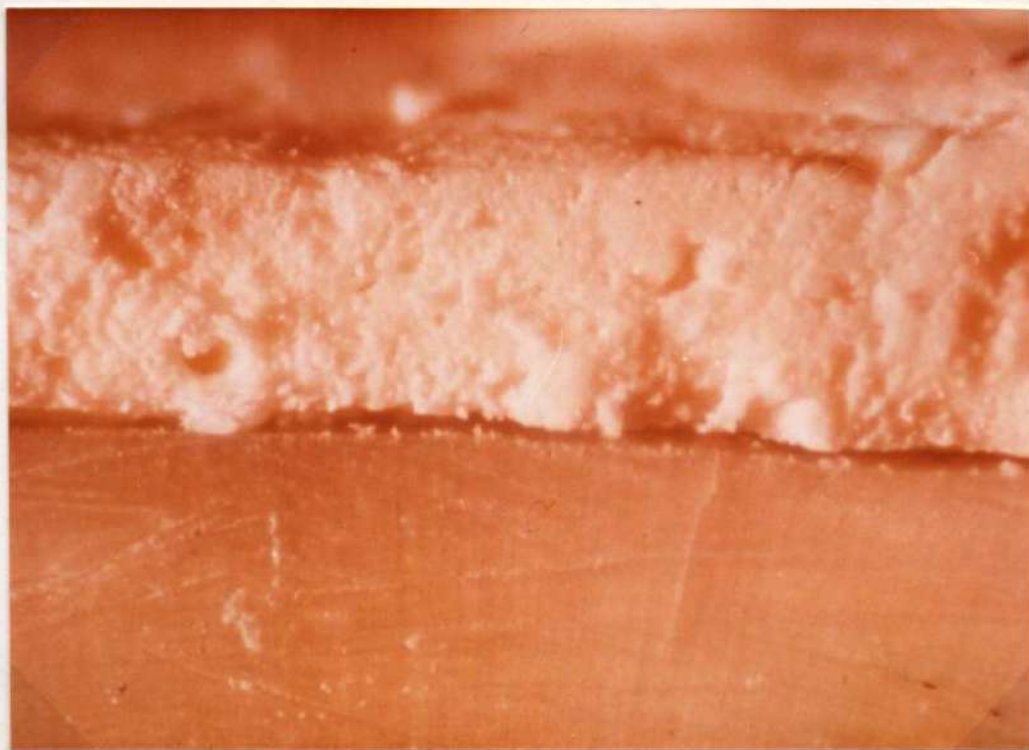


Figura 66. Microfotografía que muestra una base de cemento de fosfato de cinc BERA, antes del / condensado de la amalgama de plata.



Figura 67. Microfotografía que muestra, sin modificaciones las áreas de la figura anterior, luego del condensado de la amalgama.

5) Las determinaciones planimétricas realizadas sobre las áreas 1 y 2 de las muestras A y B -expresadas en mm^2 -, en las bases cavitarias de cemento de poliacrilato de cinc PROTHOPLAST, no revelaron valores que indicaran diferencias estadísticamente significativas. La condensación del material de obturación se efectuó a los 3 minutos de colocada la protección y aislamiento bio-pulpar. Cuadro IV. Figuras 68 - 69 - 70 - 71 - 72 y 73.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LAS AREAS MEDIDAS ANTES Y DESPUES DE LA CONDENSACION DE LA AMALGAMA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AL CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE CINC -PROTHOPLAST-

AREA 1 en mm ²			AREA 2 en mm ²		
MUESTRAS	TM	ESTM	MUESTRAS	TM	ESTM
A	2837	± 0.40	A	24.43	± 0.16
B	2803.4	± 0.16	B	22.65	± 0.16

Cuadro IV

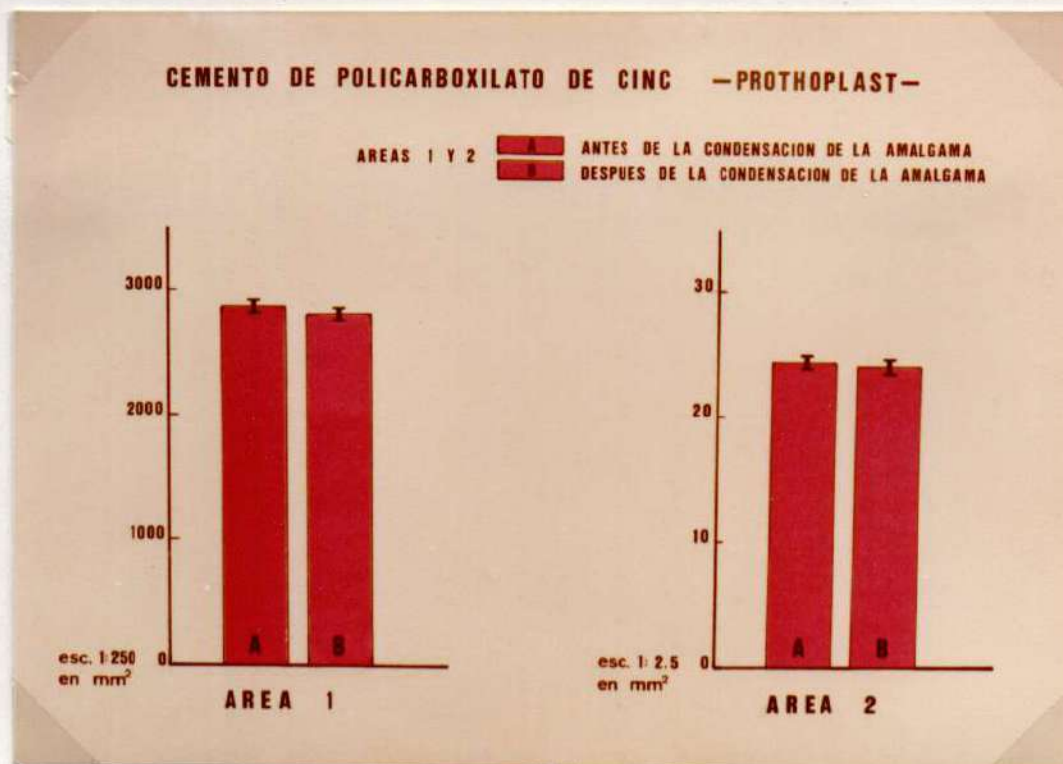


Figura 68. Valores estadísticos de los TM, indicados por las barras verticales, y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

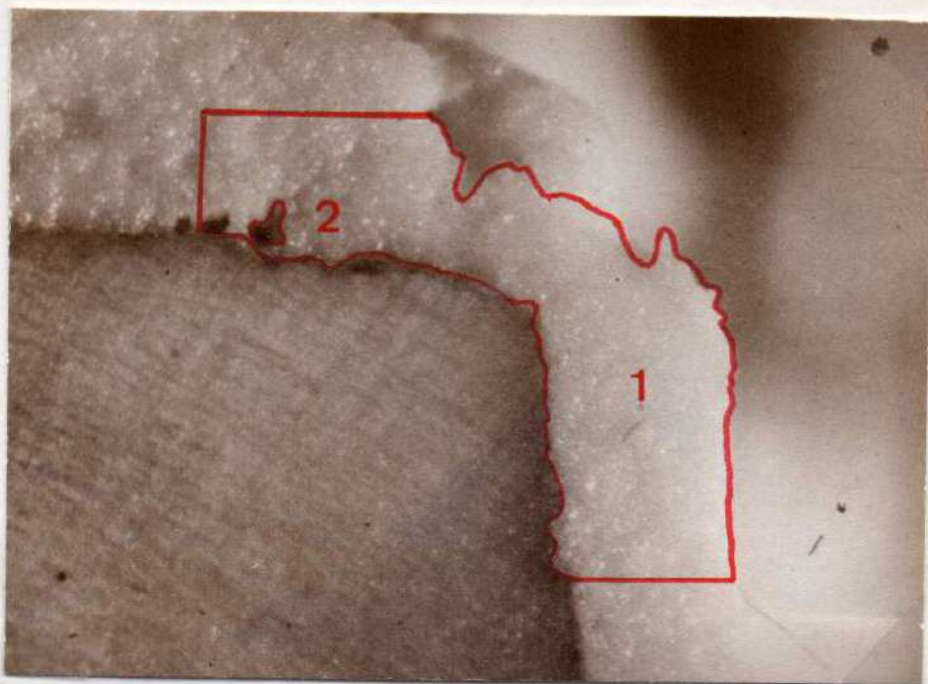


Figura 69. Muestra A -testigo- donde se observan las áreas 1 y 2 que fueron medidas antes del condensado de la amalgama.

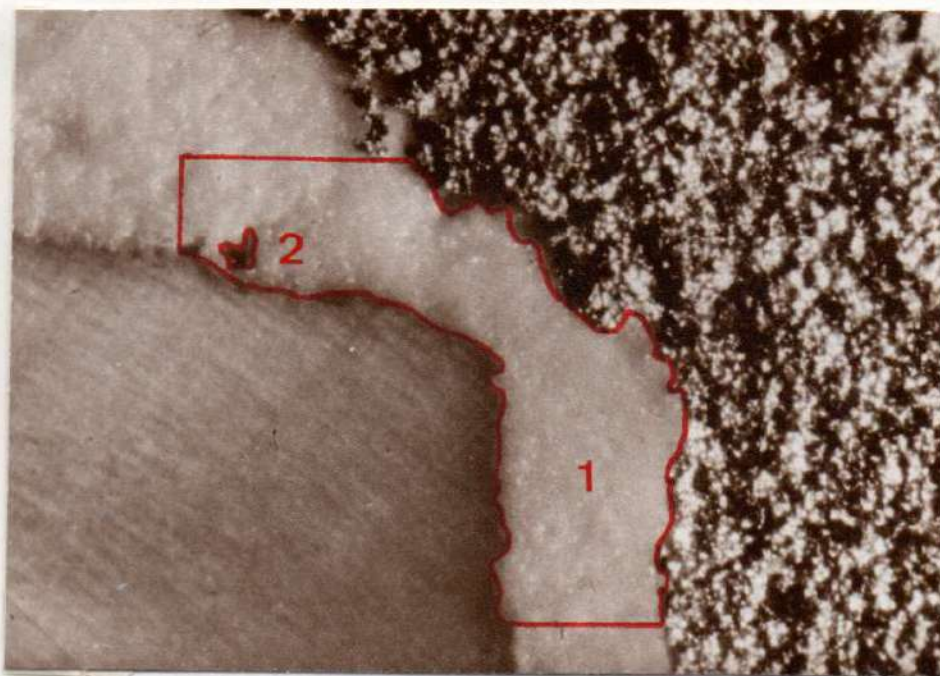


Figura 70. Muestra B. Se observan las áreas 1 y 2 de la figura anterior luego de la condensación de la amalgama.



Figura 71. Microfotografía con iluminación incidente lateral que muestra el ángulo axio-pulpar con la base de cemento de poliacarboxilato de cinc.

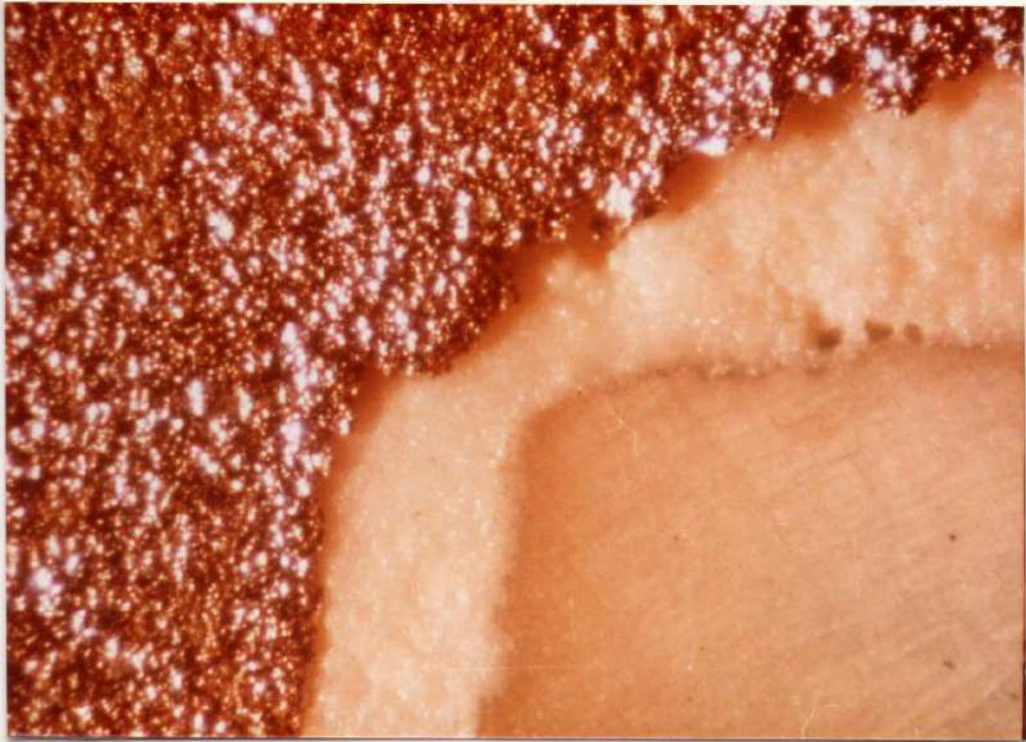


Figura 72. El ángulo de la figura anterior luego de la condensación de la amalgama.



Figura 73. Micrografía que muestra la pared / axial protegida con cemento de poliacarboxilato de cinc luego de la condensación de la amalgama. Obsérvese la ausencia de modificaciones en la base.

6) Las muestras preparadas con base de óxido de cinc-eugenol sin el agregado de sustancias aceleradoras / y/o reforzadoras, no permitieron determinaciones planimétricas ya que el material no endureció en ninguno de los dos exámenes microscópicos efectuados a los 3 y a los 6 minutos de colocado el aislante bio-pulpar. De ésto surge que este material no puede ser utilizado como base / cavitaria debajo de obturaciones con amalgama de plata / en esos lapsos. Figuras 74 - 75 y 76.

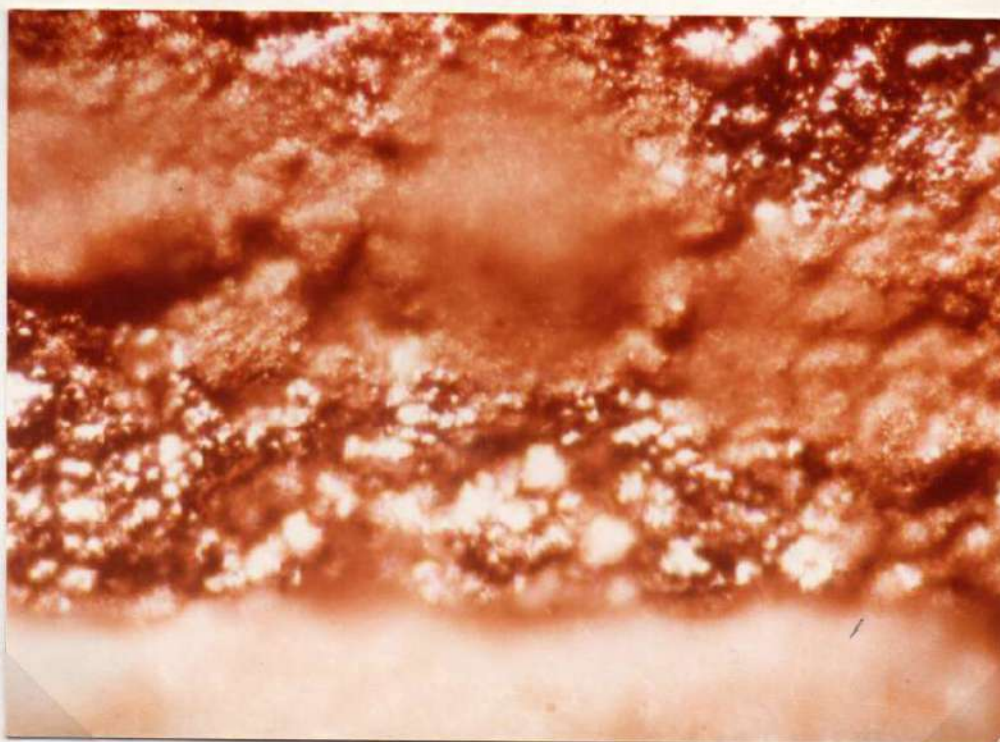


Figura 74. Micrografía de una base de óxido de cinc-eugenol. La condensación de la amalgama a los 3 minutos, determinó la mixtura de ambos.

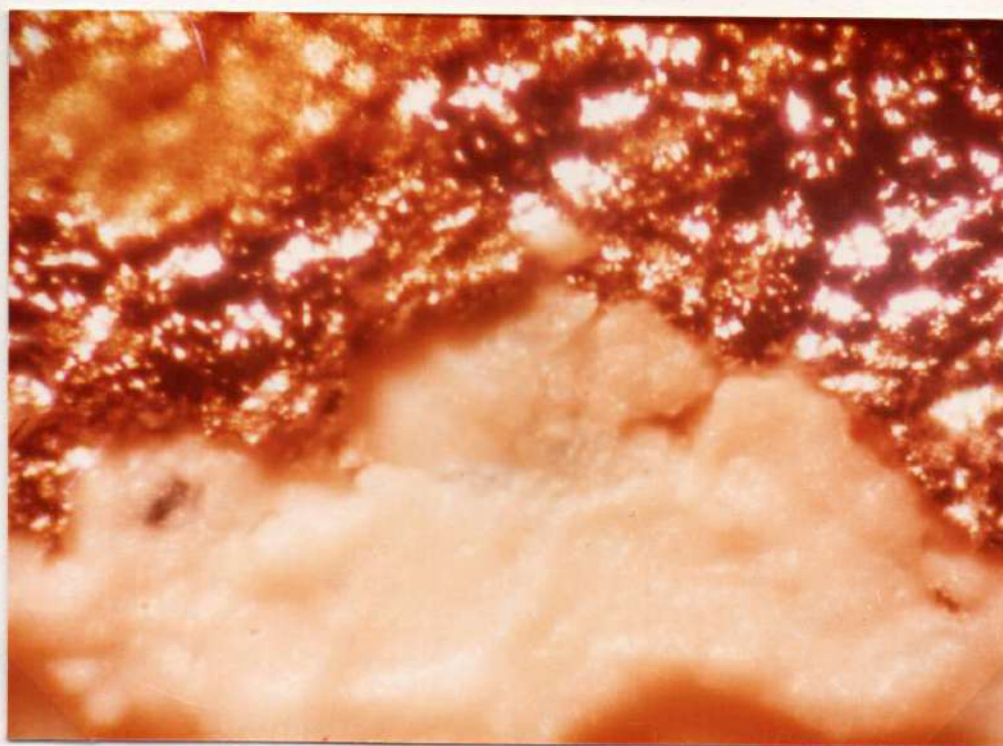


Figura 75. Base de óxido de cinc-eugenol deformada por la condensación de la amalgama a los 6 minutos de efectuada la protección pulpar.

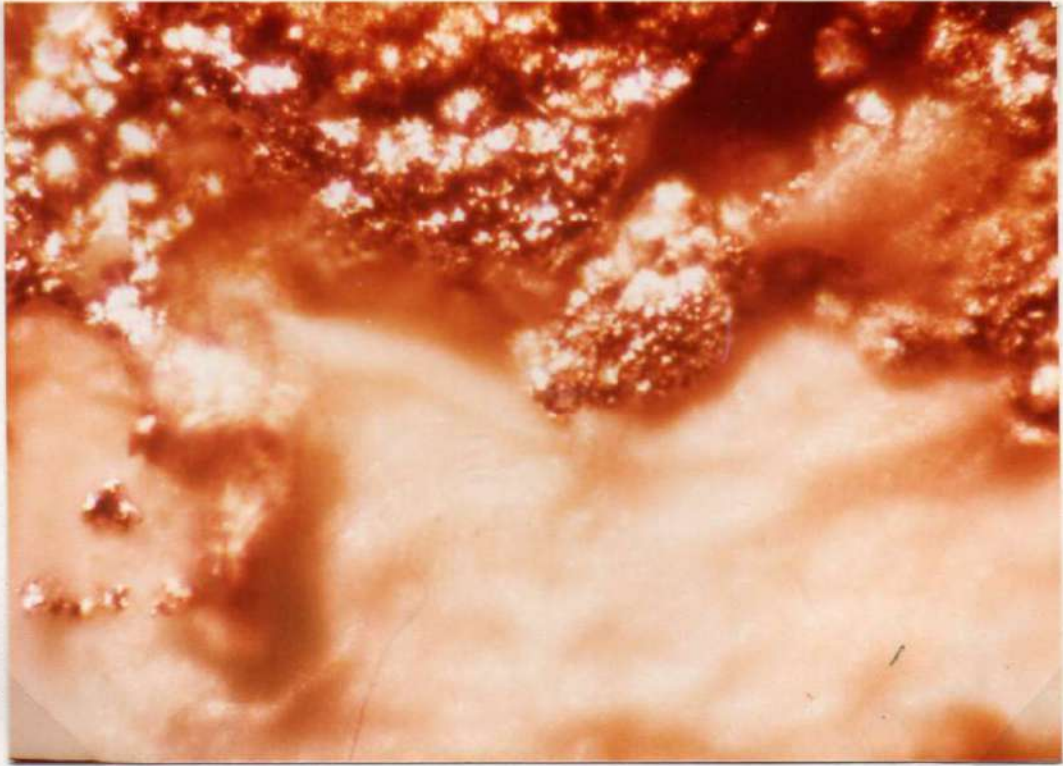


Figura 76. Micrografía de una base de óxido de cinc-eugenol sobre la que se condensó amalgama de plata a los 6 minutos. Nótese la introducción del material de obturación en el / interior de la protección bio-pulpar.

7) Los valores obtenidos de las mediciones planimétricas realizadas sobre las muestras que llevan como aislante y protector bio-pulpar al cemento de óxido de cinc-eugenol con el agregado de acetato de cinc, antes y después del condensado de la amalgama -que se / realizó a los 3 minutos- permitieron determinar que dicho material no sufre modificaciones en su estructura y superficie cuando es sometido a las presiones de condensación del material obturador. Los datos logrados / no revelan diferencias estadísticamente significativas. Cuadro V. Figuras 77 - 78 - 79 - 80 y 82.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LAS AREAS MEDIDAS ANTES Y DESPUES DE LA CONDENSACION DE LA AMALGAMA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AL CEMENTO DE OXIDO DE CINCO-EUGENOL CON ACETATO DE CINCO

AREA 1 en mm ²			AREA 2 en mm ²		
MUESTRAS	TM	ESTM	MUESTRAS	TM	ESTM
A	533.10	± 0.44	A	20.97	± 0.11
B	568	± 0.44	B	22.65	± 0.16

Cuadro V

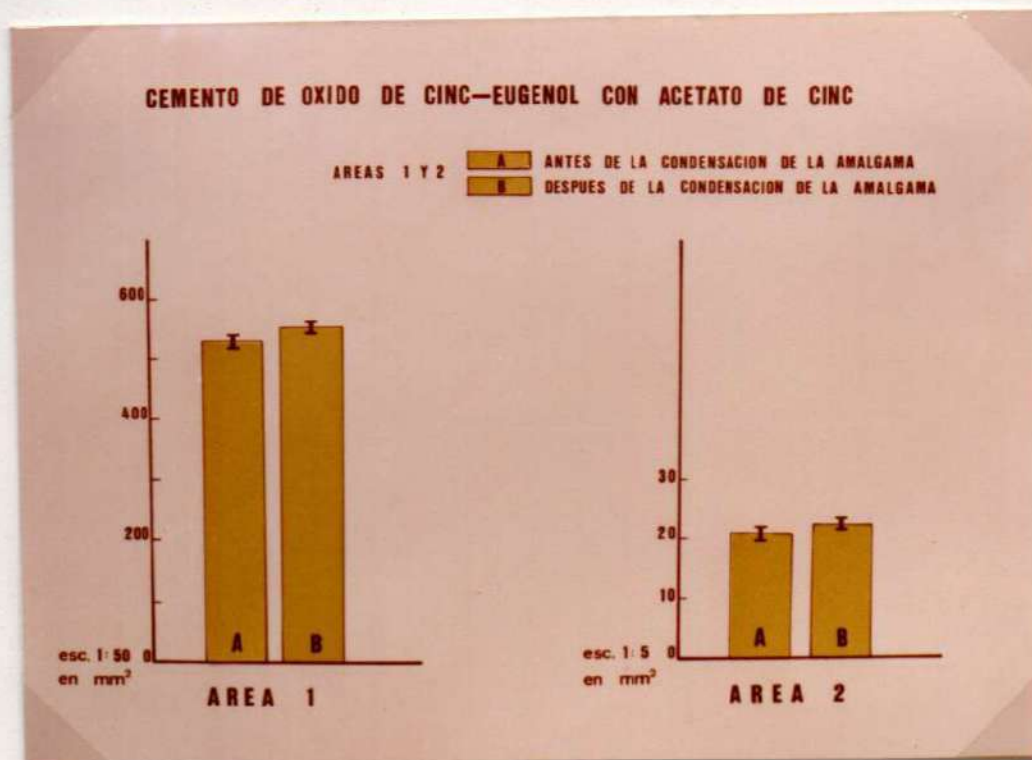


Figura 77. Valores estadísticos de los TM, indicados por las barras verticales, de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

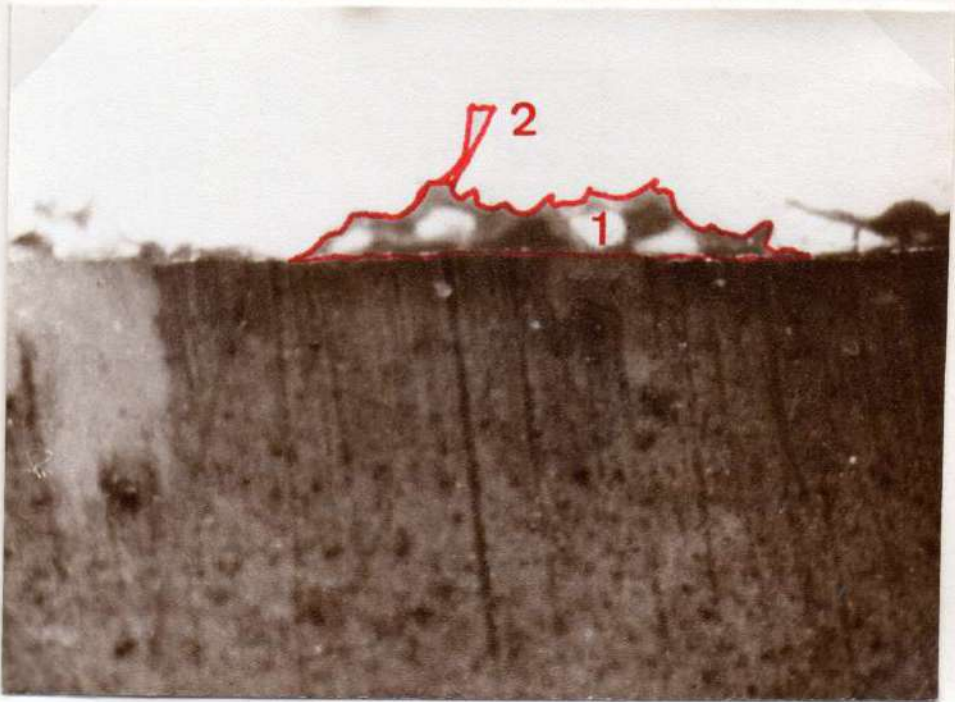


Figura 78. Areas 1 y 2 de la muestra A -tes-
tigo- antes de la condensación de la amalga-
ma.

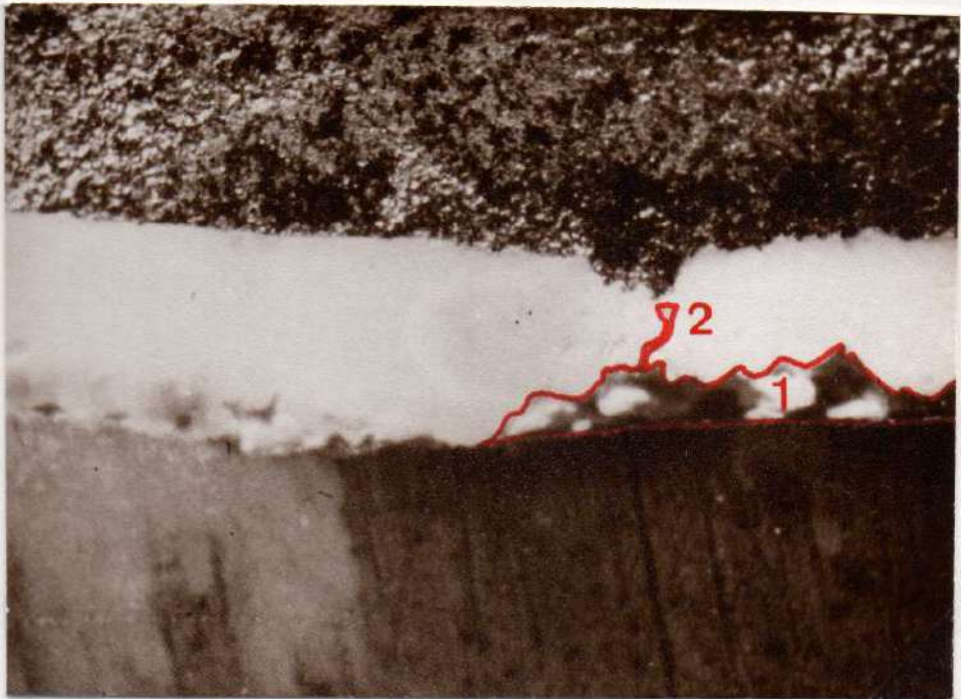


Figura 79. Las áreas 1 y 2 de la figura an-
terior, posterior al condensado del mate-
rial de obturación.

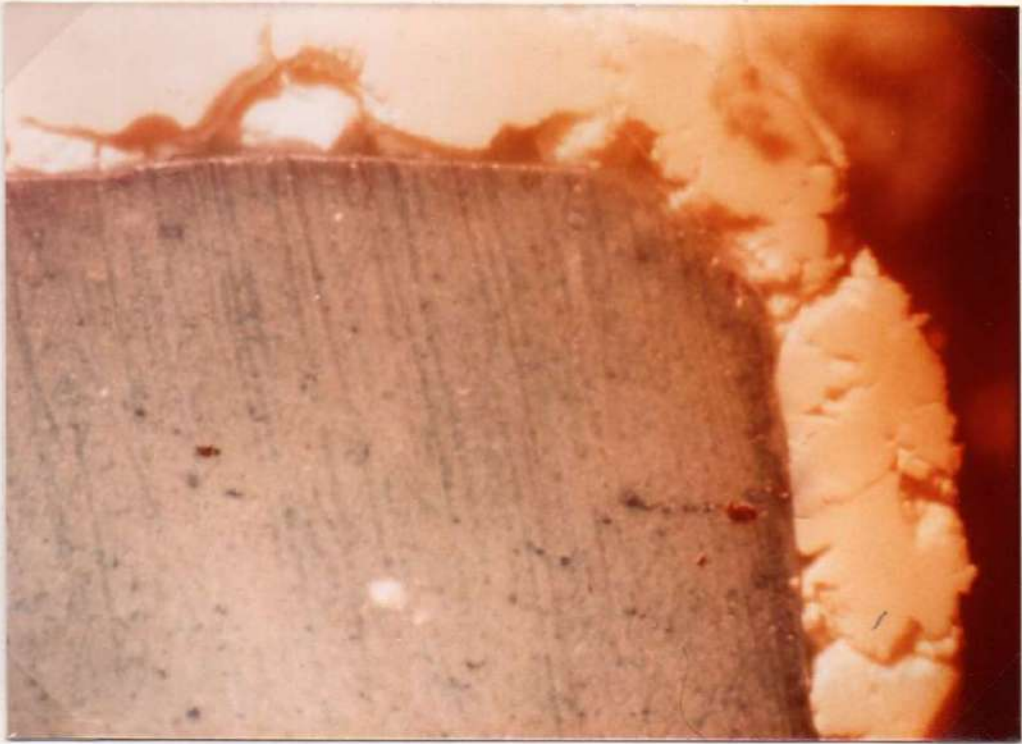


Figura 80. Angulo axio-pulpar protegido con / una base de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc.

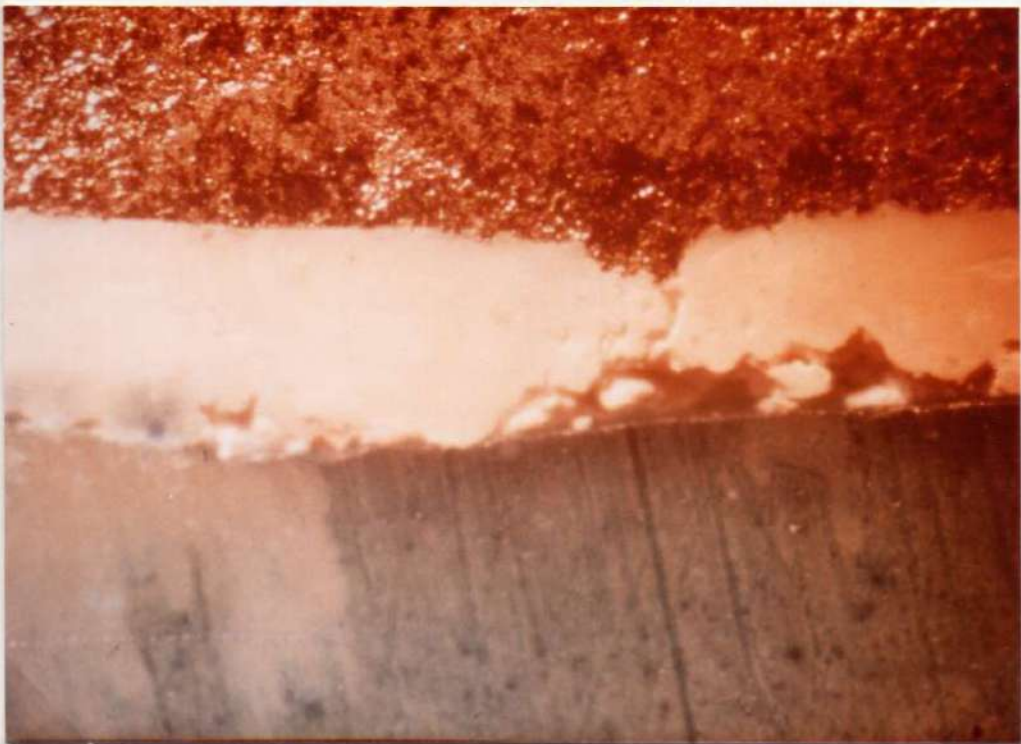


Figura 81. Pared pulpar recubierta con óxido / de cinc-eugenol más acetato de cinc, luego del condensado de la amalgama.



Figura 82. Microfotografía que muestra la pared axial de una cavidad de clase II revestida por una capa de cemento de óxido de cinc-eugenol / con el agregado de acetato de cinc, posterior a la condensación del material obturador.

8) Las presiones ejercidas al condensar amalgama de plata en cavidades de clase II, que llevan en las paredes pulpar y axial una base aislante y protectora / de cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM, no revelaron modificaciones estadísticamente significativas al examen planimétrico de las áreas 1 y 2 de las / muestras A y B -antes y después del condensado del material de obturación- . Cuadro VI. Figuras 83 - 84 - 85 - 86 - 87 y 88.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LAS AREAS MEDIDAS ANTES Y DESPUES DE LA CONDENSACION DE LA AMALGAMA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AL CEMENTO DE OXIDO DE CINCO-EUGENOL REFORZADO -IRM-

AREA 1 en mm ²			AREA 2 en mm ²		
MUESTRAS	TM	ESTM	MUESTRAS	TM	ESTM
A	5086.62	± 0.20	A	260.41	± 0.33
B	5112.9	± 0.20	B	258.63	± 0.16

Cuadro VI

CEMENTO DE OXIDO DE CINCO-EUGENOL REFORZADO -IRM-

AREAS 1 Y 2 ■ A ANTES DE LA CONDENSACION DE LA AMALGAMA
■ B DESPUES DE LA CONDENSACION DE LA AMALGAMA

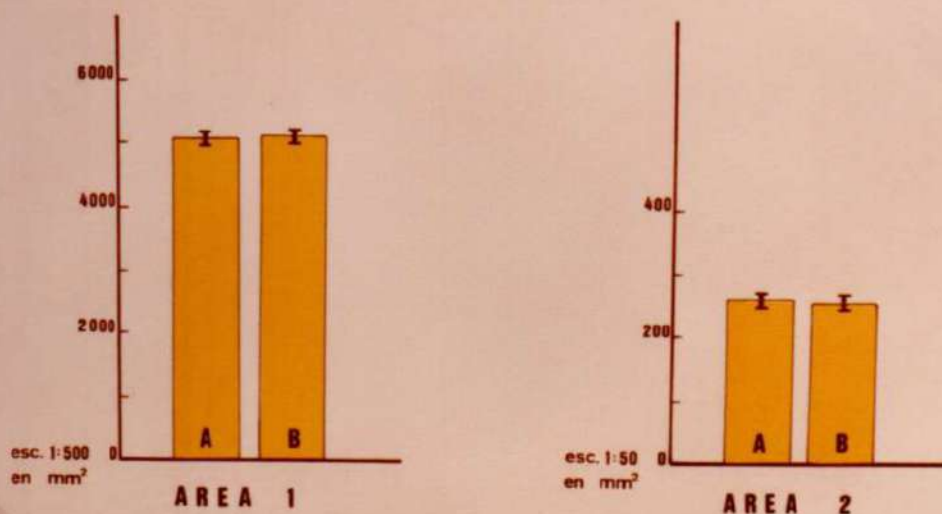


Figura 83. Valores estadísticos de los TM indicados por las barras verticales, y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

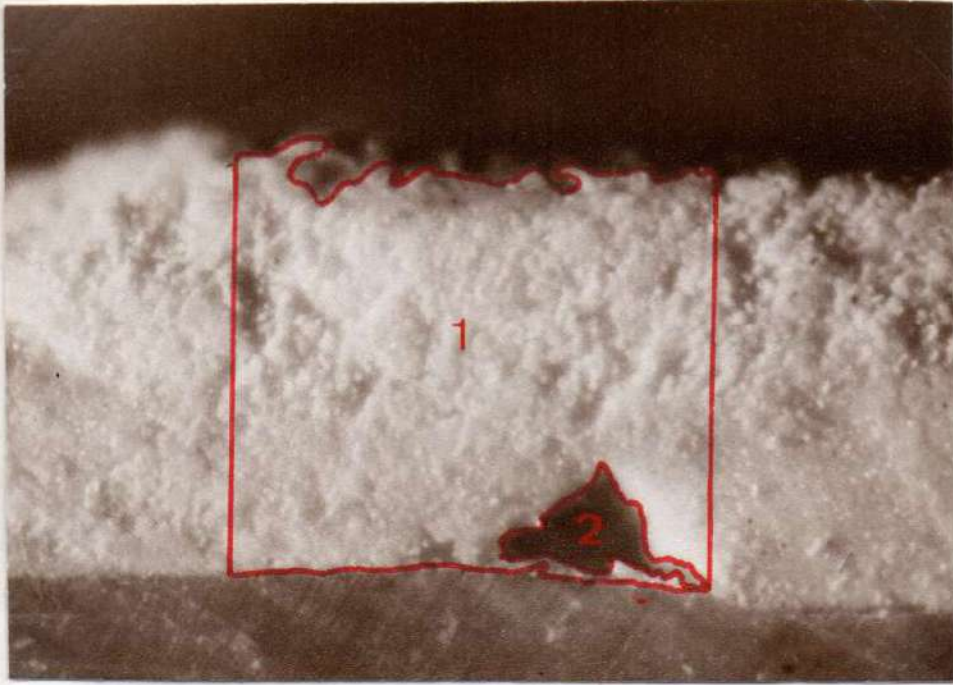


Figura 84. Muestra testigo donde se advierten las áreas 1 y 2 de la base de cemento / de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM.

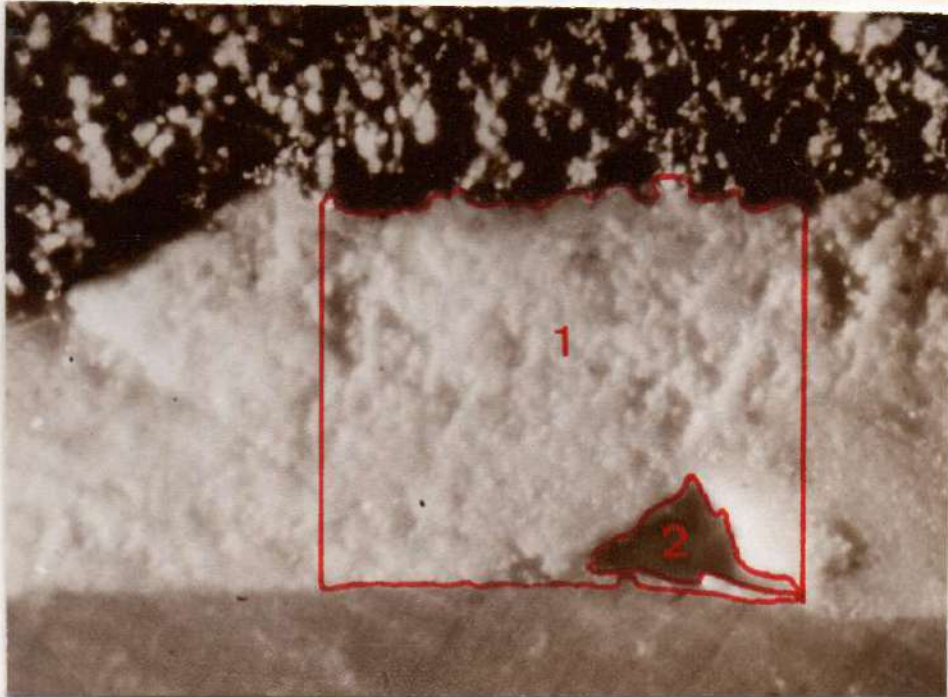


Figura 85. Áreas 1 y 2 de la muestra B, luego del condensado de la amalgama.



Figura 86. Angulo axio-pulpar aislado con IRM antes de recibir las presiones de condensación.



Figura 87. Micrografía que muestra el ángulo de la figura anterior luego de la condensación de la amalgama.



Figura 88. Angulo axio-gingival aislado con IRM posterior a la condensación de la amalgama.

DISCUSION:

La compatibilidad biológica de los materiales restauradores con los tejidos dentarios, debe prevalecer sobre cualquier otra característica (7) y se hace un deber agotar todos los recursos para lograrla.

Si bien el adelanto técnico y científico de los materiales empleados, nos acerca a la meta propuesta, no es menos cierto que aún no hemos llegado a la concreción del material ideal.

Las amalgamas de plata, el viejo "material blanco de obturación" es según Paffenbarger (32), un triunfo metalúrgico. Sin embargo, a pesar de estas ventajas,

adolece de una serie de falencias como son la alta con ductibilidad térmica y eléctrica, las microfiltraciones y la pigmentación mercurial en dentina, que obligan a / seguir investigando para no apartarse de la proposición rectora: 'preservar la salud pulpar' (2-3-4-8-60).

Por ello, los investigadores, los laboratorios y la experiencia clínica, ponen a disposición del profesional, una gama de materiales tendientes a neutralizar o contrarrestar los citados defectos de las amalgamas: son los llamados materiales de aislamiento y protección bio-pulpar o también bases cavitarias (30-21-97-27-9).

Y estos materiales presentan propiedades y / características distintas que hacen, que ante casos clí nicos determinados, el odontólogo deba escoger uno o va rios de ellos para lograr los fines deseados, con los / consiguientes inconvenientes que esta superposición de capas trae aparejado.

Es imperativo que debajo de las obturaciones con amalgama, un material de base debe ser un buen ais lante térmico, además de tener la suficiente resistencia mecánica para soportar, sin deformarse o fracturarse, las presiones ejercidas durante la condensación del material restaurador y los esfuerzos que le demande la oclusión funcional (5).

Mientras que para ciertas sustancias usadas en calidad de bases cavitarias, como los cementos de fosfato de cinc, los de policarboxilato de cinc y los de óxido de cinc-eugenol reforzados, la opinión de los

distintos autores es unánime al aseverar que la resistencia a la compresión de los mismos garantiza la inalterabilidad de la base cuando sobre ella se condensa el material obturador (9-13-14-21-65-56-73-57-83-93-94-80-91-92-87-42-17-98-99-100), para los cementos de hidróxido de calcio y los de óxido de cinc-eugenol, en cambio, los juicios emitidos no son concordantes.

Así por ejemplo, refiriéndose al cemento de / hidróxido de calcio, Phillips (9) afirma que en ciertos casos las bases de este cemento pueden ser eficaces, / mientras que en otros es necesario cubrirlos con una ca pa de cemento de fosfato de cinc.

Por su parte Mondelli (7) señala la efectividad de estos cementos como base única después de los 7 minutos de su espatulación ya que soportan sin deformar se no solo las presiones de condesado de la amalgama, / sino también los esfuerzos masticatorios.

Chong et al. (65) ratifican estas conclusiones; en cambio Fichman, Curti y Pagani (64) concluyen/ diciendo que el hidróxido de calcio es la sustancia más precaria debido a su baja resistencia, ya que los materiales por ellos investigados -MPC y Dycal- no soportan las presiones de condensación.

Referente a los cementos de óxido de cinc-eugenol Parula (17) observa la necesidad de cubrir este ma terial con cemento de fosfato de cinc ya que no tienen/ la suficiente resistencia cuando la amalgama es condensa da. A la misma conclusión arribaron Lossio (14), Fichman

(64), Hoppenstand (83) y Fonterrada Vieira (99 y 100).

Por su parte, Uribe Echevarría (5) sostiene que la resistencia de los cementos de óxido de cinc-eugenol permite soportar las presiones de condensado / cuando la misma se realiza en otra sesión.

Phillips (9) estudiando las modificaciones de las bases cavitarias, cuando a los 7 minutos de realizadas, se ejercen sobre ellas las mencionadas presiones, determina que las mismas resisten sin deformarse ni fracturarse las presiones de condensado. A los mismos resultados llegaron Muñiz y Maddalena (85).

Se hace necesario afirmar de acuerdo con las investigaciones realizadas que cuando en las preparaciones cavitarias se utilizó como aislante bio-pulpar cementos de fosfato de cinc, de policarboxilato de cinc y de óxido de cinc-eugenol reforzado, no sufrieron modificaciones al condensar sobre ellos la amalgama de / plata, a los 3 minutos de realizadas, tiempo promedio para el odontólogo general.

En ese mismo lapso, el cemento de hidróxido de calcio Dycal tampoco sufre modificaciones, no sucediendo lo mismo con el cemento de hidróxido de calcio MPC, que después de los 6 minutos recién permitió el / condensado de la amalgama sin alterarse.

En los óxidos de cinc-eugenol sin acelerador es imposible efectuar determinaciones en ese mismo período por su prolongado tiempo de endurecimiento, pero acortando éste con la incorporación a la masa de aceta

to de cinc, soportan a los 3 minutos, sin modificarse, la presión de condensado.

Los atributos biológicos de estos cementos, como así también los del hidróxido de calcio al ofrecer ambos las mínimas propiedades mecánicas requeridas para soportar la presión de condensación del material obturador sin alterarse en su superficie y estructura, permite su uso como base única, sin el agregado de una capa de cemento de fosfato de cinc o de policarboxilato de cinc, con la suficiente seguridad de éxito clínico.

CONCLUSIONES:

1. El cemento de hidróxido de calcio MPC no resiste la presión de condensado de la amalgama, cuando la misma se efectúa a los 3 minutos de colocada la base.
2. Soporta, en cambio, sin modificaciones estructurales y de superficie dicha presión, a los 6 minutos de posicionado el material aislante en la cavidad.
3. El cemento de hidróxido de calcio Dycal no sufre alteraciones cuando se condensa el material de obturación, a los 3 minutos de distribuída la base.
4. El cemento de fosfato de cinc BERA no experimenta cambios en su superficie ni en su estructura, al ejercer a los 3 minutos de llevado a la cavidad, la pre-sión de condensado de la amalgama de plata.
5. El cemento de policarboxilato de cinc / PROTHOPLAST, permanece invariable luego de la condensación de la amalgama, a los 3 minutos de insertado.

6. El cemento de óxido de cinc-eugenol no permitió a los 3 ni a los 6 minutos de instalado que se logre condensar la amalgama de plata, porque, debido al prolongado tiempo de endurecimiento, la interfase base/material de obturación sufrió alteraciones tales, que determinaron la mixtura de ambos.

7. El óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc, soportó a los 3 minutos de dispuesto como base, la presión de condensación sin sufrir alteraciones.

8. El cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM no experimenta variaciones en su superficie y en su estructura, cuando sobre él actúa, a los 3 minutos, la presión de condensado de la amalgama.

9. A los 3 minutos de colocadas las bases, sólo el cemento de hidróxido de calcio MPC y el de óxido de cinc-eugenol sin acelerador, no resistieron la presión de condensado.

10. El cemento de óxido de cinc-eugenol fue el único de los materiales investigados que no soportan sin modificarse aún a los 6 minutos de colocado en la cavidad, / la presión de condensado de la amalgama.

11. Por su resistencia a la presión de condensado a los 3 minutos de distribuída en la cavidad y por sus propiedades biológicas, se preconiza el empleo de los cementos de hidróxido de calcio Dycal, de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc y del óxido de cinc-eugenol reforzado IRM como material único de base en cavidades que van a .. / obturarse con amalgama de plata.

IV.B. VALORES DE TRASMISION TERMICA EN DIENTES OBTURADOS CON AMALGAMA DE PLATA QUE LLEVAN DISTINTOS MEDIOS DE AISLAMIENTO DEL COMPLEJO BIO-PULPAR INTERPUESTOS EN DIFERENTES ESPESORES.

La función primaria del protector bio-pulpar, debajo de una restauración metálica, es aislar al complejo dentino-pulpar de los choques térmicos (12-92).

La magnitud de los cambios térmicos que ocurren a través de las obturaciones con amalgama no ha sido aún medida extensiblemente, y a pesar que se han determinado valores de conductibilidad y difusibilidad térmica de muchos materiales restauradores utilizados en Odontología, los promedios de diferencias térmica a través de esas / restauraciones y de los protectores bio-pulpare no concuerdan en los resultados obtenidos en los trabajos presentados por los distintos autores. (92-64-67-69-104-105 106).

De especial interés es el espesor de la capa o película del material colocado para inhibir dicha transmisión térmica.

Es propósito de este trabajo determinar las características de aislamiento térmico -relativas- de distintos materiales en función de su régimen de conducción térmica, aplicando para ello una fuente constante de calor en muestras preparadas y obturadas con amalgama dental, y que llevan interpuestas entre éstas y la pared / pulpar diferentes protectores bio-pulpare, colocados en distintos espesores. Las propiedades de aislamiento tér-

mico de estos materiales son medidas en función del tiempo transcurrido en la conducción del calor desde la superficie donde se aplicó la fuente de calor hasta el tejido dentinario donde se tomó el registro.

MATERIAL Y METODOS:

En 130 elementos dentarios humanos -premolares superiores sanos- extraídos por razones ortodóncicas en individuos cuya edad oscilaba, término medio, en 14.5 años y cuyos ápices fueron seccionados inmediatamente después de la extracción y conservados en formol al 10%, se realizaron las siguientes preparaciones:

a) mediante discos de diamante con borde activo cortante, a baja velocidad y alta refrigeración acuosa se eliminaron las cúspides vestibular y palatina de la cara oclusal de cada pieza dentaria, hasta lograr una superficie plana y perpendicular al eje coronario. Dicha superficie fue sometida luego a pulido tipo metalográfico con bandas rotatorias de óxido de aluminio de granulometría 600 y bajo refrigeración acuosa.

b) con los mismos discos usados anteriormente se procedió a practicar un 'slice' por corte en la cara mesial de todas las piezas a utilizar, dejando al descubierto el tejido dentinario. Dichos cortes fueron realizados siguiendo una dirección paralela al plano vestibulo-palatino.

c) empleando una fresa cilíndrica N° 557 de /

carburo de tungsteno accionada a alta velocidad y bajo abundante refrigeración acuosa, se tallaron cavidades / oclusales en 125 premolares. Estas cavidades, que constan de pared distal, vestibular, palatina y pulpar, fueron preparadas con una profundidad semejante en todas / ellas y de ± 2.5 mm del límite amelodentinario, siendo el ancho de las mismas de ± 2.0 mm. La dirección de las paredes siguió los principios de Black, tallándose en / el tercio distal de la cara oclusal una cola de milano para evitar el desplazamiento de la obturación en sentido axio-proximal.

Luego de estos procedimientos se adaptó sobre el corte plano y liso de la cara proximal mesial un portaobjetos de vidrio, cuya finalidad fue de servir de dique de contención o de pared mesial de la cavidad cortada, permitiendo controlar el espesor del material colocado como protector bio-pulpar, como así también facilitar las maniobras de condensación de la amalgama en la cavidad.

El portaobjetos de vidrio y el elemento dentario constituyen una sola unidad, ligados mediante la presión de un dispositivo a tornillo.

Las piezas dentarias así preparadas se separaron en grupos y recibieron el tratamiento que se describe a continuación:

Grupo A: corresponde a aquellos premolares donde no fueron talladas cavidades y estuvieron destinados a servir como grupo testigo.

Grupo B: las preparaciones cavitarias fueron obturadas con amalgama de plata preparada con aleación Ventura 67* sin interposición de aislantes bio-pulpaes.

Grupo C: sobre la pared pulpar de cada premolar se colocó, previo a la condensación de la amalgama, una capa de barniz de copal -Fluor-O-Kote-**, empleando para ello una torunda de algodón de tamaño adecuado a la cavidad.

Grupo D: se colocaron en este grupo dos capas de barniz, siguiendo la misma técnica del grupo anterior.

Grupo E: previo a la condensación de la amalgama se interpuso como aislante bio-pulpar al cemento de hidróxido de calcio MPC***.

Grupo F: llevan como base al cemento de hidróxido de calcio Dycal****.

Grupo G: se dispuso sobre la pared pulpar de las cavidades de este grupo bases de cemento de fosfato de cinc / BERA*****.

Grupo H: el aislante interpuesto entre el piso cavitario y el material de obturación fue el cemento de policarboxilato de cinc PROTHOPLAST*****.

* Macrodent S.A./Ventura. Argentina.

** Den-tal-ez mfg.co.

*** Kerr Mfg.Co. Michigan. USA.

**** L.D. Caulk Company. Canadá.

***** B.A. Ramirez e hijos. S.C.A. Argentina.

***** Prothoplast S.A.I.C. Argentina.

Grupo I: las bases cavitarias fueron realizadas con cemento de óxido de cinc-eugenol* sin acelerador.

Grupo J: se colocó al cemento de óxido de cinc-eugenol como aislante bio-pulpar, acortando el tiempo de endurecimiento del mismo con el agregado de acetato de cinc**.

Grupo K: se dispuso sobre la pared pulpar de estas cavidades al cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado / IRM***.

Los grupos A, B, C y D fueron integrados por cinco elementos dentarios cada uno, mientras que los / restantes constaron de quince piezas por cada grupo.

Los grupos E, F, G, H, I, J y K se subdividieron en tres subgrupos de cinco unidades cada uno de acuerdo al espesor con que fue colocado el aislante bio-pulpar: subgrupo 1: espesor mínimo; subgrupo 2: espesor medio más una capa de barniz y subgrupo 3: espesor máximo. Estos espesores, que fueron medidos con micrómetro óptico y portaobjetos calibrados en 0.001 mm, estuvieron determinados por las características físico-químicas de los materiales empleados, y su técnica de manipulación y de inserción en la cavidad fue realizada siguiendo las instrucciones de los fabricantes.

*: Laboratorios Dr. Preston. S.R.L. Dickinson. Argentina.

** : Laboratorios Dr. Preston. S.R.L. Dickinson. Argentina.

***: The L.D. Caulk Company. Canadá.

Las cavidades de todos los grupos, a excepción del A, fueron obturadas, inmediatamente de colocada la / base, con amalgama de plata, preparada en la proporción indicada por el fabricante y con un amalgamador mecánico siendo condensada manualmente en la cavidad con un / condensador de 1.5 mm de diámetro.

Una vez cristalizada la amalgama, todas las muestras fueron nuevamente pulidas en su superficie oclusal con bandas rotatorias de óxido de aluminio de granulometría 600, bajo refrigeración acuosa, hasta lograr una superficie plana y lisa.

Con fresa esférica lisa N° 1/4 de carburo de / tungsteno, y accionadas a mediana velocidad, se tallaron en dentina y en la amalgama dos conductos de similar profundidad, destinados a alojar las termocuplas. Figuras 89 - 90.

La fuente de calor fue proporcionada por una barra de cobre con dos extremos horizontales unidos por un vástago vertical y sumergida -a excepción de una de las ramas terminales- en un recipiente con agua destilada y mantenida a una temperatura constante de 58°C / por medio de un termostato. Figura 91.

La conducción térmica fue medida por dos termocuplas de Cromel-Alumel con referencia a temperatura ambiente de 22°C, colocadas en los conductos tallados en dentina y amalgama de cada muestra, previa colocación en los mismos de grasa siliconada que tiene como función

principal la de asegurar el mayor contacto de las termocuplas con las paredes de dichos conductos, posición ésta que fue mantenida por medio de tela plástica adhesiva que fijó las prolongaciones de esas termocuplas a la porción radicular de cada muestra.

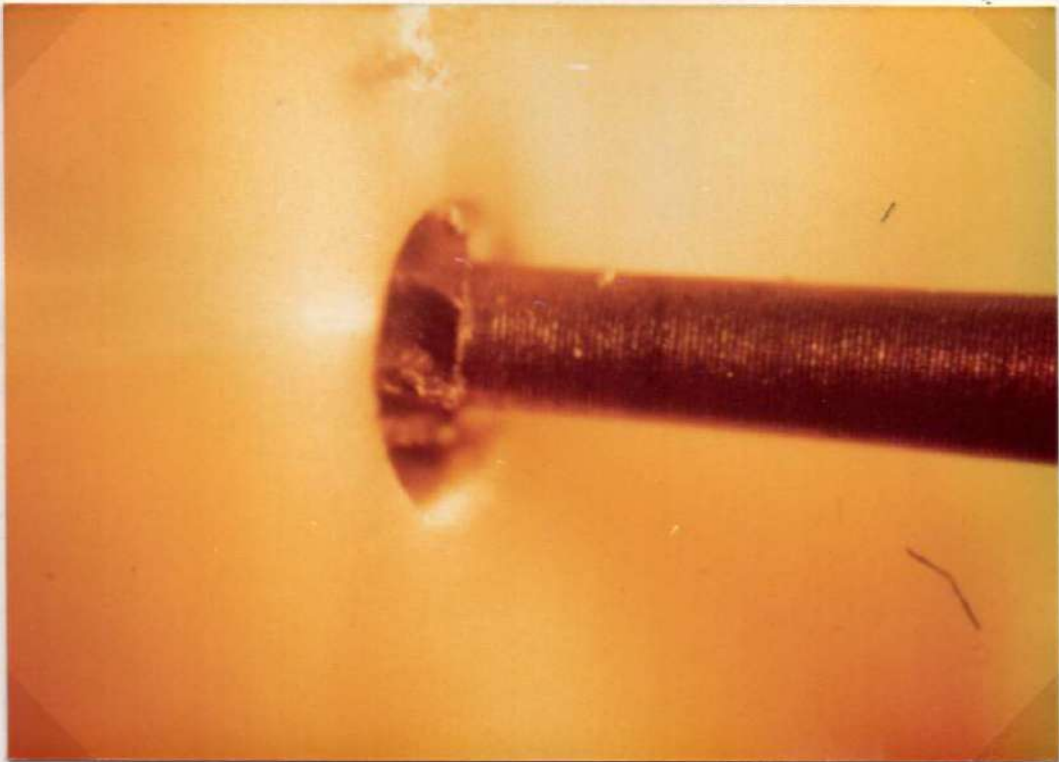


Figura 89. Microfotografía que muestra el talleado del conducto en tejido dentinario con una fresa lisa esférica N° 1/4. Este conducto está destinado a alojar una de las termocuplas.

Puesta en contacto la superficie oclusal de cada pieza dentaria con la fuente de calor, la transmisión térmica desde la amalgama hacia la dentina fue graficada con un registrador Acromat de 3 milivoltios a fondo de escala $-2.75^{\circ}\text{C}/\text{cm}$ de sensibilidad- con dos canales, uno para cada termocupla y a una velocidad de 2 pulgadas por minuto. Figura 92.

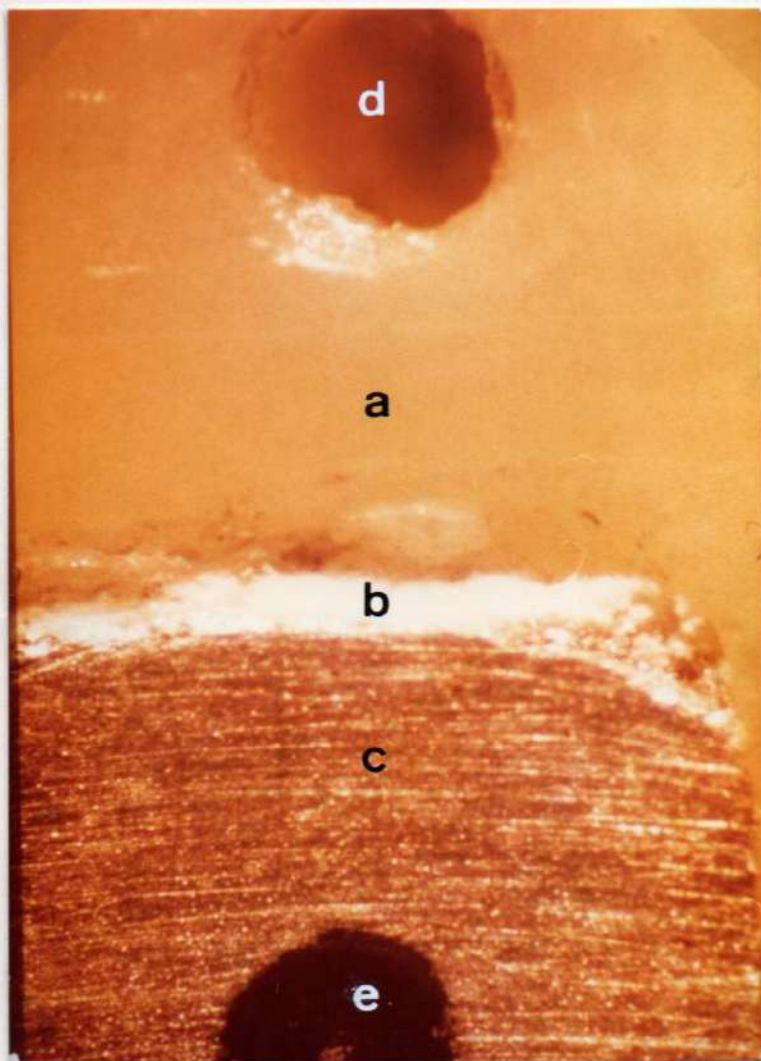


Figura 90. Muestra en condición de efectuársele la medición de la transmisión térmica. Se observa: a- tejido dentinario. b- material aislante. c- amalgama. d- conducto tallado en dentina. e- conducto tallado en la amalgama.

Las curvas así obtenidas fueron analizadas en función del tiempo -expresado en segundos- necesario para transmitir un cambio térmico de 15°C sobre una temperatura ambiente de 22°C .

Este salto térmico fue seleccionado arbitrariamente, teniendo en cuenta que, para alcanzar saltos térmicos mayores, los tiempos se hacen excesivamente / largos en relación a lo que puede considerarse un lapso de tiempo razonable de permanencia del alimento caliente en la cavidad bucal. Por otra parte, con saltos térmicos de hasta 15°C , la relación entre conductibilidades no depende demasiado del salto térmico elegido. Nótese que para saltos térmicos pequeños, la relación /



Figura 91. Termostato que mantiene el agua con una temperatura constante de 58°C . Se observa: a-barra de cobre y b-elemento dentario con las termocuplas.

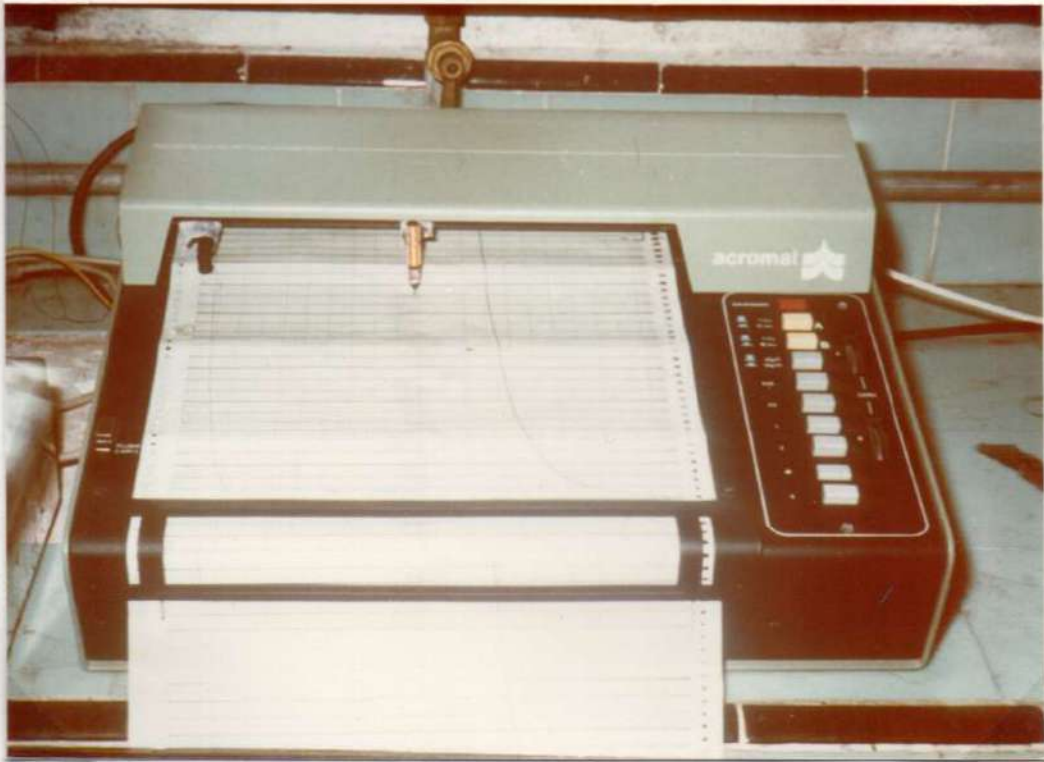


Figura 92. Registrador Acromat, para la graficación de la transmisión térmica.

$T - t$ es aproximadamente lineal. Si se aproxima la relación $T - t$ por la función: $T = T_0 [1 - \exp(-kt)]$ * para tiempos / cortos puede reemplazarse la exponencial por su desarrollo en series, quedando $T \approx T_0 kt$.

Los valores de la transmisión térmica así logrados, se tabularon y sometieron a análisis estadístico cuantitativo para lo cual se aplicaron las siguientes fórmulas:

$$\text{a) } TM = \frac{\sum x}{n} \quad \text{b) } SD: \sqrt{\frac{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}}{n - 1}}$$

* T = temperatura que se mide al tiempo (t)

T_0 = temperatura del baño.

1-exp.: función que describe como varía el potencial en el capacitor de un circuito RC de constante k .

$$c) \text{ ESTM: } \pm \frac{SD}{\sqrt{n}}$$

$$d) \text{ ESTDIF: } \pm \sqrt{(\text{ESTM}_1)^2 + (\text{ESTM}_2)^2}$$

$$e) \text{ T: } \frac{TM_1 - TM_2}{\text{ESTDIF}}$$

f) Cálculo de Probabilidades



Figura 93. Fuente de calor, termostato y registrador realizando la medición de una muestra.

RESULTADOS:

I. De la evaluación estadística de los distintos / grupos considerados se procedió a la determinación de / los valores obtenidos de las muestras con espesor mínimo, medio más una capa de barniz y máximo en forma uni-taria. Estas determinaciones indicaron:

1) Los valores estadísticos de la conducción térmica/ en muestras de dentina humana -grupo A-, con un espesor entre las termocuplas de 1700 micrómetros, arrojaron como resultado una TM de $69.54^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.25$. Cuadro VII. Figuras 94 - 95

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS DE DENTINA HUMANA

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	1702	30.02	± 17.70
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1702	30.02	± 17.70
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS/SEGUNDO	69.54	0.27	± 0.25

Cuadro VII

2) La transmisión térmica en muestras del grupo B que / tienen un espesor de amalgama de 810 micrómetros y de 604 de dentina, sin interposición entre ambas de ningún material aislante, dio como resultado valores de TM $15.96^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.10$. Cuadro VIII. Figuras 96 - 97

Los resultados obtenidos en los grupos A y B fueron utilizados como testigos en la valoración de la conducción térmica de los materiales investigados.

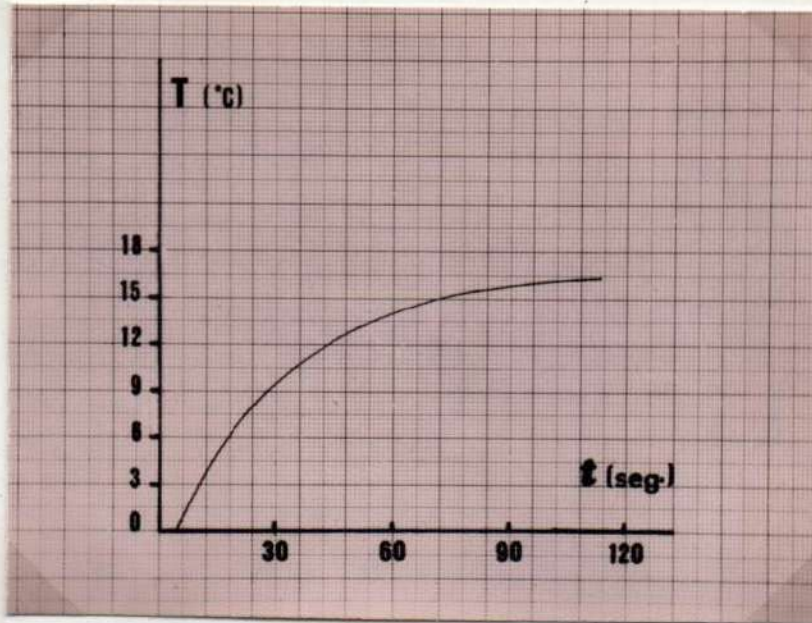


Figura 94. Registro gráfico de la transmisión térmica en muestras del grupo A.



Figura 95. Microfotografía donde se observan los conductos tallados en dentina en muestras del grupo A.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE NO LLEVAN BASE AISLANTE

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	810	15.81	± 7.00
ESPESOR DENTINARIO EN μm	684	29.88	± 13.30
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1414	43.83	± 19.70
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS/SEGUNDO	15.06	0.23	± 0.10

Cuadro VIII

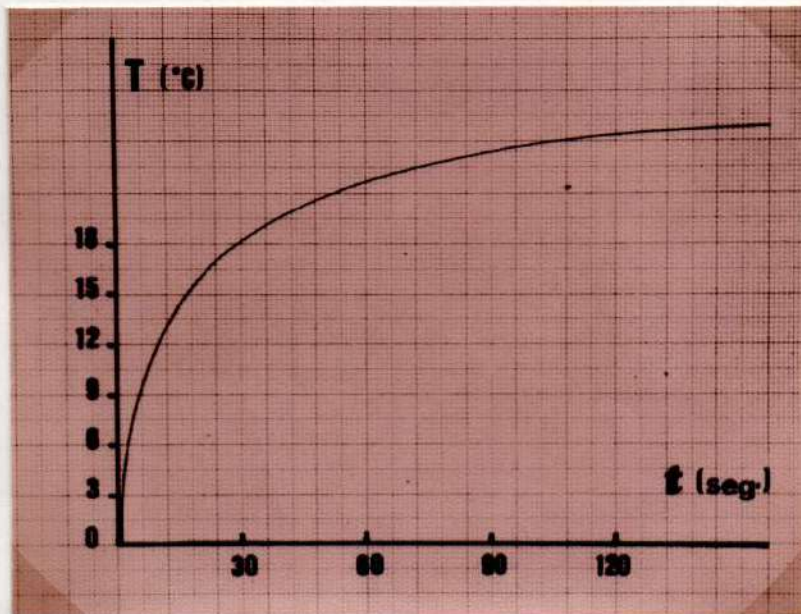


Figura 96. Gráfica de la conducción térmica de una muestra del grupo B.

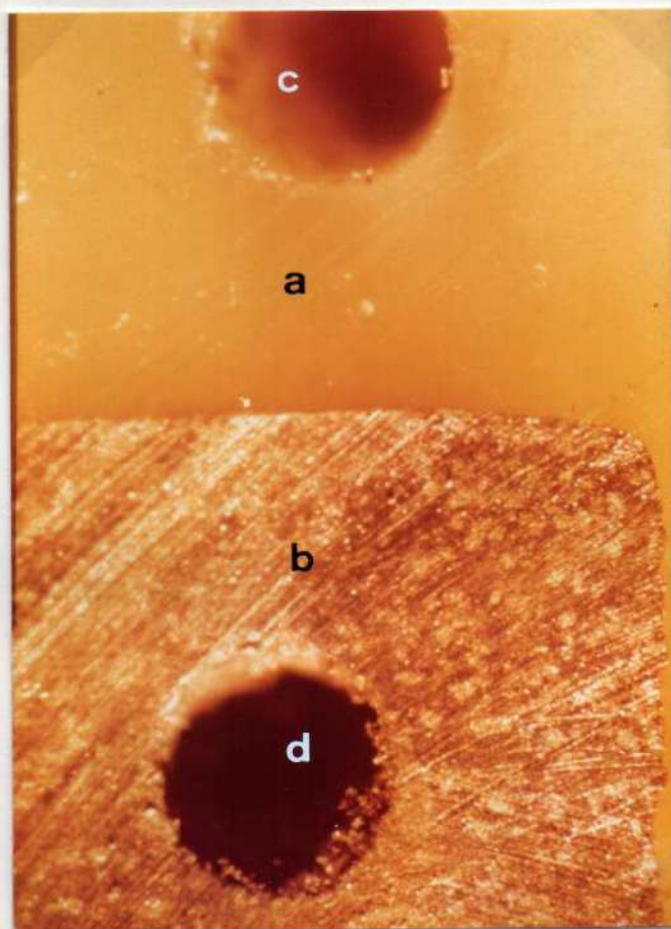


Figura 97. Micrografía de la cara mesial de una muestra del grupo B, donde se observa: a- dentina, b- amalgama, c y d- orificios de entrada para las termocuplas.

3) La conducción térmica de muestras obturadas con amalgama de plata, que llevan como aislante bio-pulpar una capa de barniz de copal -grupo C- con una distancia entre las dos termocuplas de 1342 micrómetros, determinó valores de TM $18.90^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.10$. Cuadro IX. Figuras 98 - 99 - 101

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAR COMO AISLANTE UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	SS	ESTM
ESPESOR DEL BARNIZ EN μm	5.4	1.4	± 0.00
ESPESOR VENTINARIO EN μm	600	22.00	± 10.22
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	600	21.00	± 0.02
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1342	44.00	± 20.02
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	10.00	0.22	± 0.10

Cuadro IX

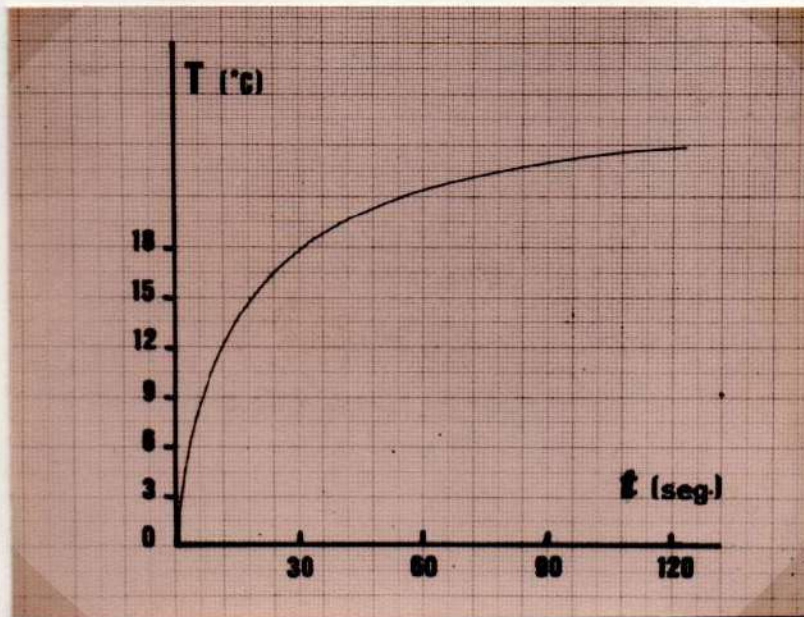
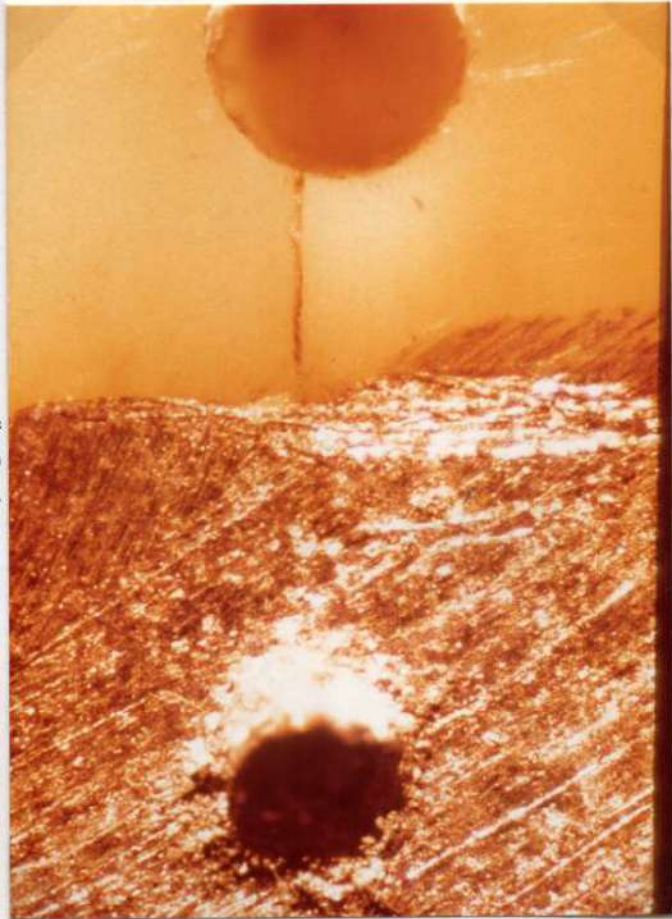


Figura 98. Gráfica mostrando la conducción del calor en una muestra del grupo C.

Figura 99. Muestra del grupo C que lleva interpuesta una capa de barniz entre el tejido dentinario y el material de obturación.



4) El calor aplicado sobre la superficie oclusal de las muestras que llevan como aislante dos capas de barniz de copal -grupo D- con un espesor de 10.3 demoró de una / termocupla a la otra -con una distancia entre ambas de 1342 micrómetros- un tiempo de TM $23.60^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.14$.

Cuadro X. Figuras 100 y 101

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO AISLANTE DOS CAPAS DE BARRIZ

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DEL BARRIZ EN μm	10.3	2.72	± 1.22
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	663	10.67	± 0.32
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	663	32.7	± 14.6
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1336	40.40	± 22.16
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	23.60	0.32	± 0.14

Cuadro X

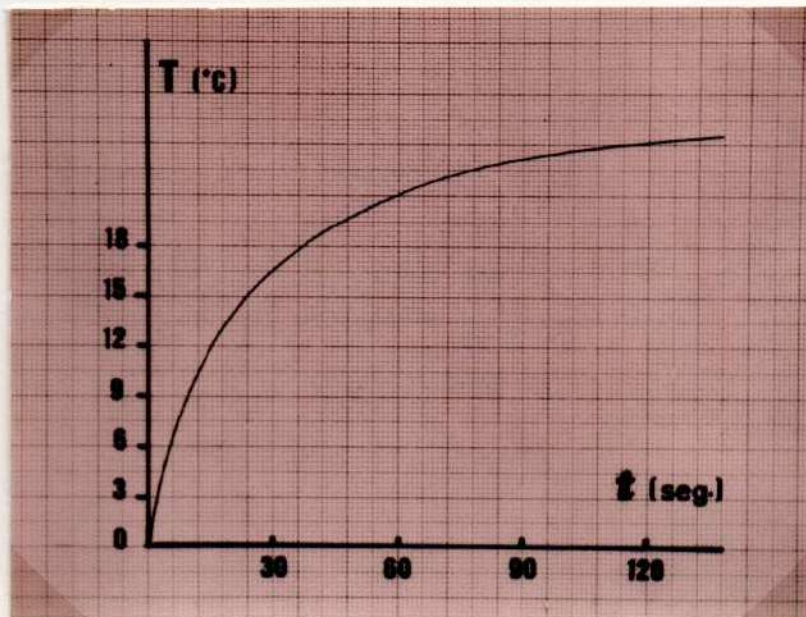


Figura 100. Representación gráfica de una muestra del grupo D practicada por un registrador Acromat.

5) La conductibilidad térmica en muestras obturadas con amalgama de plata que llevan como aislante bio-pulpar u na capa de cemento de hidróxido de calcio MPC -grupo E- interpuesto en espesor mínimo -subgrupo 1- de 159 micrómetros , con una distancia entre las dos termocuplas de 1902 micrómetros, dio como resultado valores de un TM: $17.20^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.54$. Cuadro XI. Figuras 102 - 106.

6) Los valores estadísticos de la conductibilidad térmica de muestras que llevan como aislante una capa de cemento de hidróxido de calcio MPC -grupo E- interpuesto en espesor medio más una capa de barniz -subgrupo 2- /

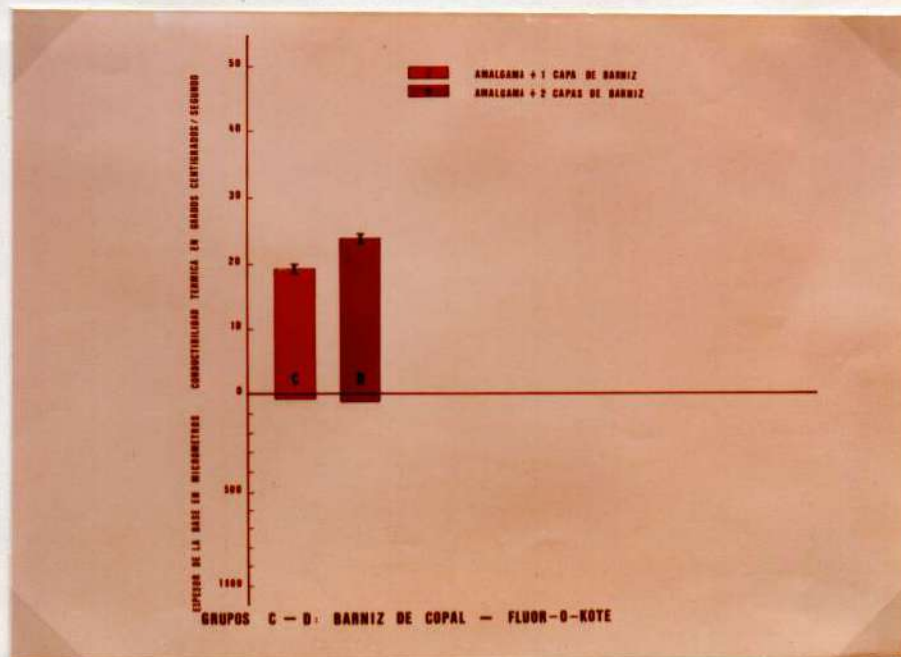


Figura 101. Valores estadísticos de los TM in dicados por las barras verticales y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas .

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO -MPC- INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEOR DE LA BASE EN μm	150	7.41	± 3.32
ESPEOR DENTINARIO EN μm	000	102.00	± 40.00
ESPEOR DE LA AMALGAMA EN μm	004	54.12	± 24.20
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1002	70.10	± 30.00
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	17.20	0.75	± 0.54

Cuadro XI

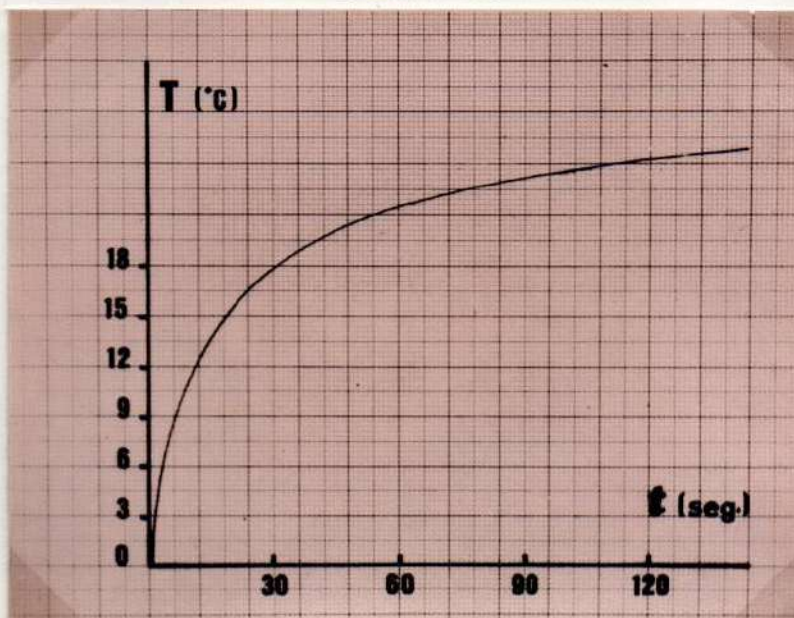


Figura 102. Curva trazada por el registrador, cuando la fuente de calor se aplicó en la cara oclusal de una muestra del grupo E -subgrupo 1-.

de 255 micrómetros de espesor y con 1813 micrómetros de distancia entre las dos termocuplas, indican una transmisión térmica de $TM\ 24.34^{\circ}C/seg. \pm 0.11$. Cuadro XII, Figuras 103 - 104 - 106.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO - MPC - INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MAS UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	DS	ESTM
ESPEOR DE LA BASE EN μm	255	20	± 0.00
ESPEOR DEL BARNIZ EN μm	14.00	1.01	± 0.01
ESPEOR DENTINARIO EN μm	500	70	± 34.45
ESPEOR DE LA ANALGAMA EN μm	800	54.40	± 24.43
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1813	73.07	± 33.17
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS/SEGUNDO	24.34	0.25	± 0.11

Cuadro XII

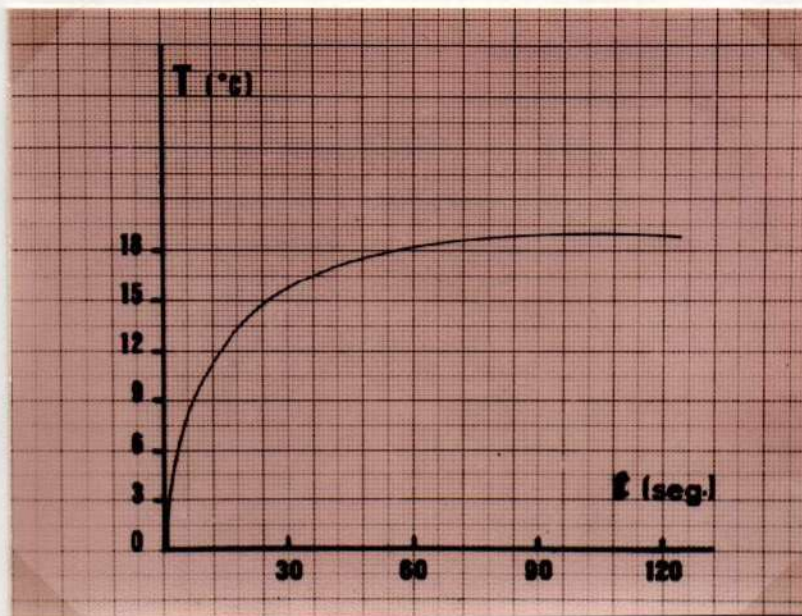


Figura 103. Registro gráfico de la conducción térmica de muestra correspondiente al grupo E, subgrupo 2.

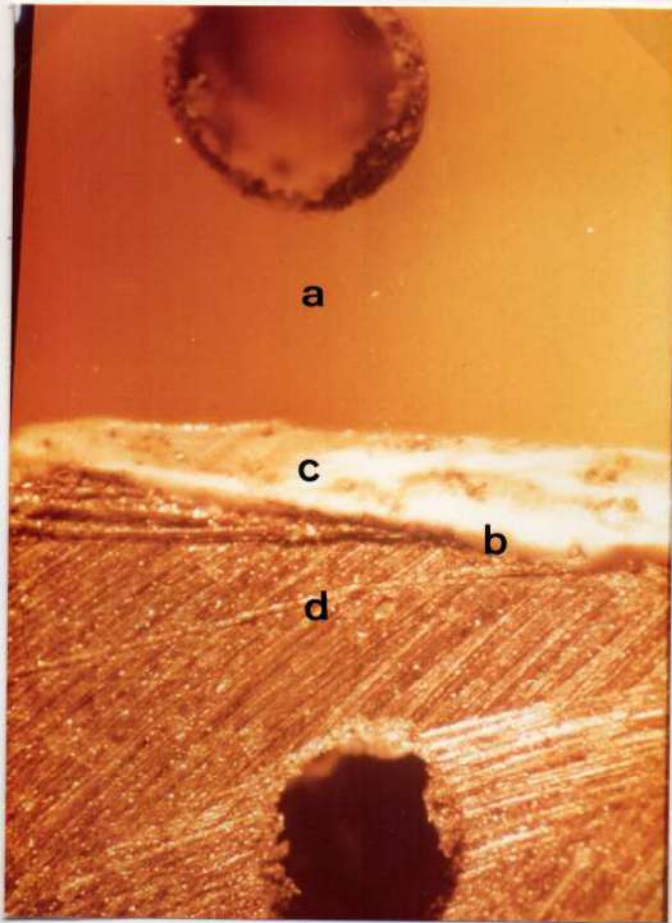


Figura 104. Micrografía de la cara mesial de una muestra del grupo E -sub grupo 2- donde se observa: a- dentina, b-barniz c- cemento MPC, d-mate- rial de obturación.

7) Los valores de la conductibilidad de la onda calórica entre las dos termocuplas colocadas a una distancia de / 1829 micrómetros, en muestras del grupo E, obturadas con amalgama, que llevan como aislante una capa de cemento / de hidróxido de calcio MPC, intercalado entre la dentina y el material de obturación con un espesor de 668 micró- metros -subgrupo 3- fueron de $TM\ 34.36^{\circ}C/seg.$ Cuadro XIII. Figuras 105 - 106.

8) La conductibilidad térmica de las muestras obturadas / con amalgama que llevan como base aislante una capa de / cemento de hidróxido de calcio Dycal -grupo F- colocado

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE HIDRÓXIDO DE CALCIO -MPC- INTERPUESTO EN ESPESOR MÁXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPELOR DE LA BASE EN μm	600	19.23	± 0.92
ESPELOR DENTINARIO EN μm	600	24.00	± 10.70
ESPELOR DE LA AMALGAMA EN μm	554	32.00	± 14.30
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1620	110.01	± 53.72
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	24.30	0.92	± 0.23

Cuadro XIII

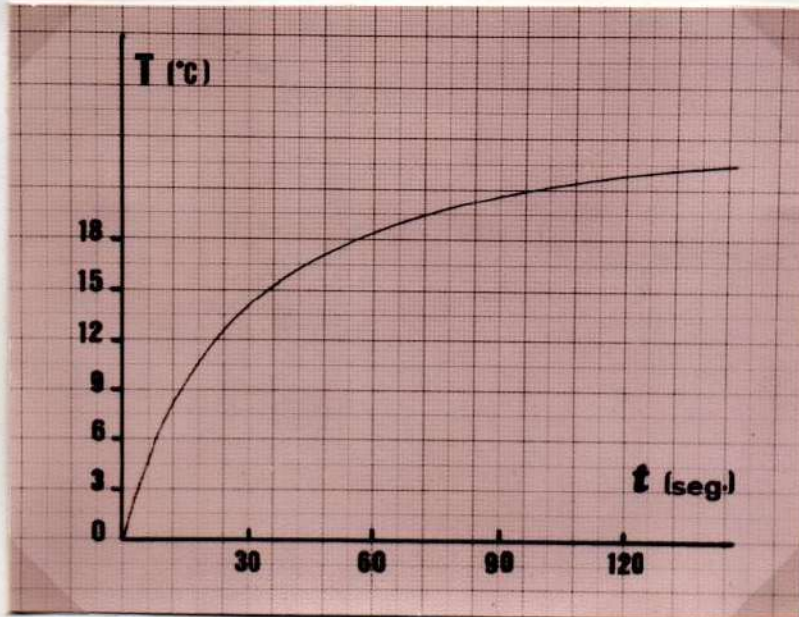


Figura 105. Curva trazada por el registrador y que corresponde a una muestra del grupo E -subgrupo 3-.

en espesor mínimo -subgrupo 1- de 168,80 micrómetros, con una distancia entre las termocuplas de 1669 micrómetros, arrojó valores de TM $20^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.10$. Cuadro XIV, Figuras

107 - 108 - 111.

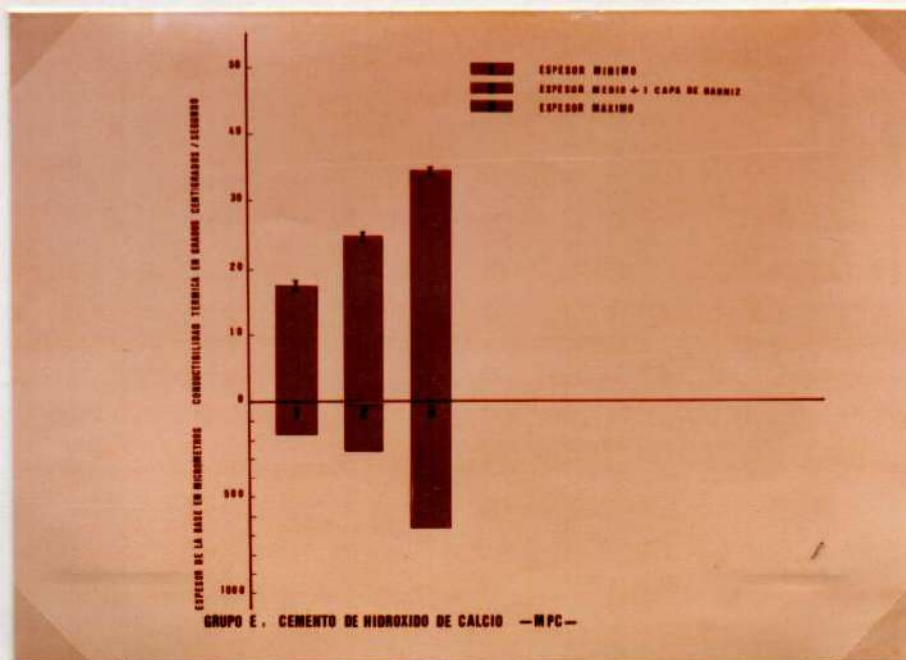


Figura 106. Representación gráfica de los valores de conducción térmica de muestras que / llevan como aislante al cemento MPC.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO -DYCAL- INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	165.00	11.04	± 5.21
ESPESOR DENTINARIO EN μm	740	23.02	± 10.00
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	735.00	30.27	± 13.57
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1000	40.70	± 22.33
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	20	0.23	± 0.10

Cuadro XIV

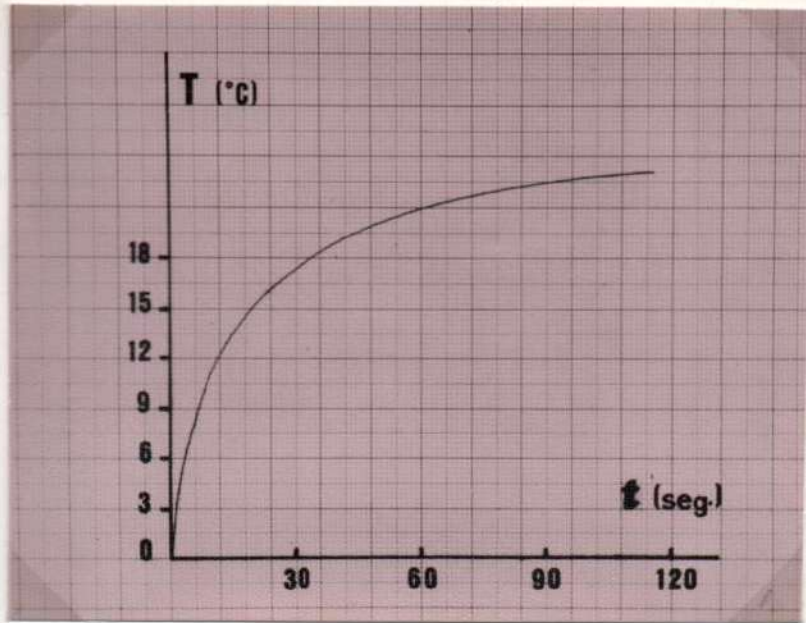
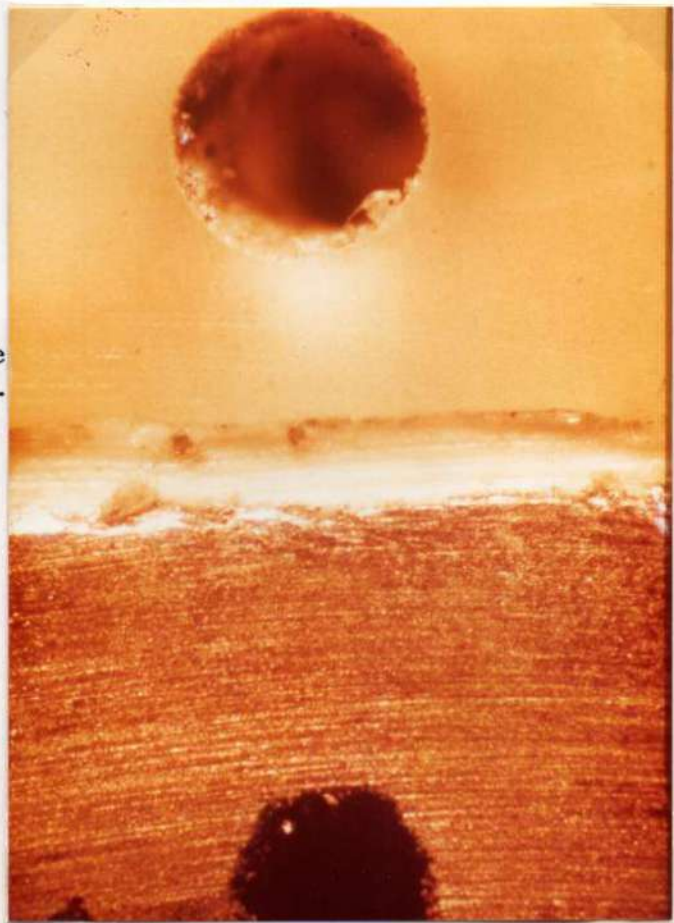


Figura 107. Representación gráfica de la conducción del calor, en una muestra del grupo F -subgrupo 1-.

Figura 108. Micrografía de una muestra que tiene como aislante una capa de cemento de hidróxido de calcio / Dycal, -subgrupo 1-.



9) El calor aplicado a la superficie oclusal de las muestras obturadas con amalgama de plata que llevan interpuesta entre ésta y la dentina, una capa de cemento de hidróxido de calcio Dycal -grupo F- interpuesto en espesor medio, más una capa de barniz -subgrupo 2-, con un espesor de / 220.60 micrómetros, demoró desde una termocupla a la otra un tiempo de $TM\ 25.36^{\circ}C/seg. \pm 0.25$.- Cuadro XV, Figuras 109 - 111.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO -DYCAL- INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MAS UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	220.60	10.30	± 7.32
ESPEJOR DEL BARNIZ EN μm	5	2.73	± 1.22
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	663	19.23	± 6.62
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	654	17.10	± 7.63
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1544	28.00	± 12.00
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	25.36	0.57	± 0.25

Cuadro XV

10) La conductibilidad térmica de muestras obturadas con amalgama, que llevan como base aislante una capa de cemento de hidróxido de calcio Dycal -grupo F- colocada en espesor máximo -subgrupo 3- de 655 micrómetros dio como resultado valores de $TM\ 37.36^{\circ}C/seg. \pm 0.09$.- Cuadro XVI. Figuras 110 - 111.

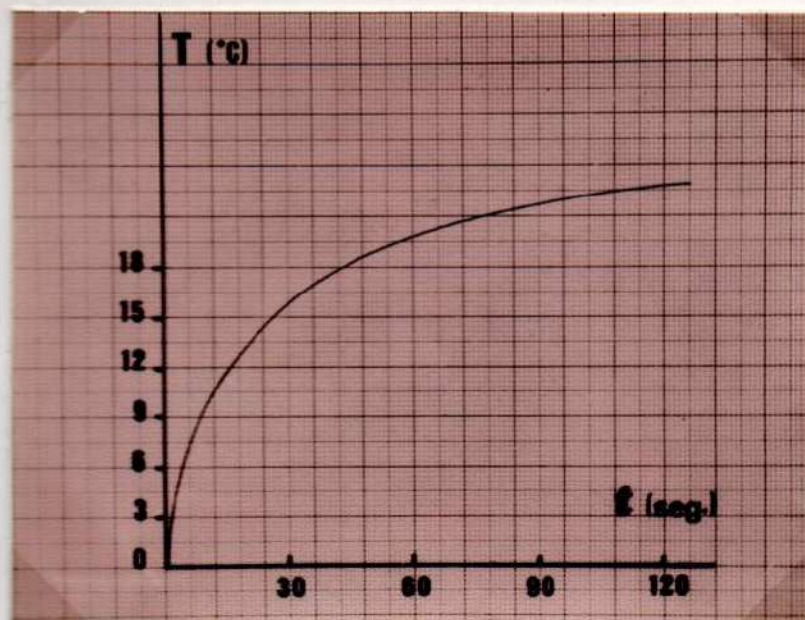


Figura 109. Curva que corresponde a una muestra del grupo F, subgrupo 2.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE HIDROXIDO DE CALCIO -BYCAL- INTERPUESTO EN ESPESOR MÁXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	855	0.24	± 3.00
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	758.20	17.20	± 7.75
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	755.40	0.17	± 3.00
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCOPLAS EN μm	2100.40	25.00	± 11.52
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	37.70	0.20	± 0.00

Cuadro XVI

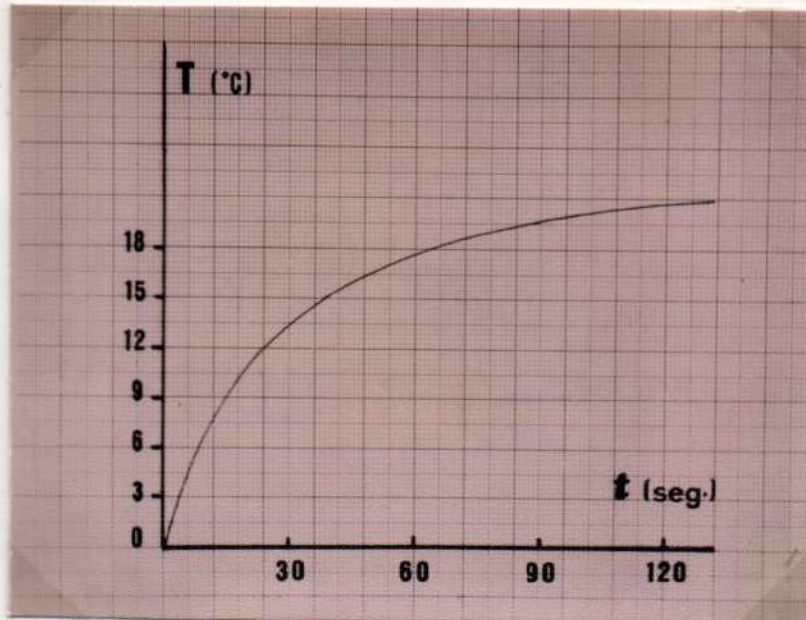


Figura 110. Gráfica mostrando la conducción del calor en una muestra del grupo F, subgrupo 3.

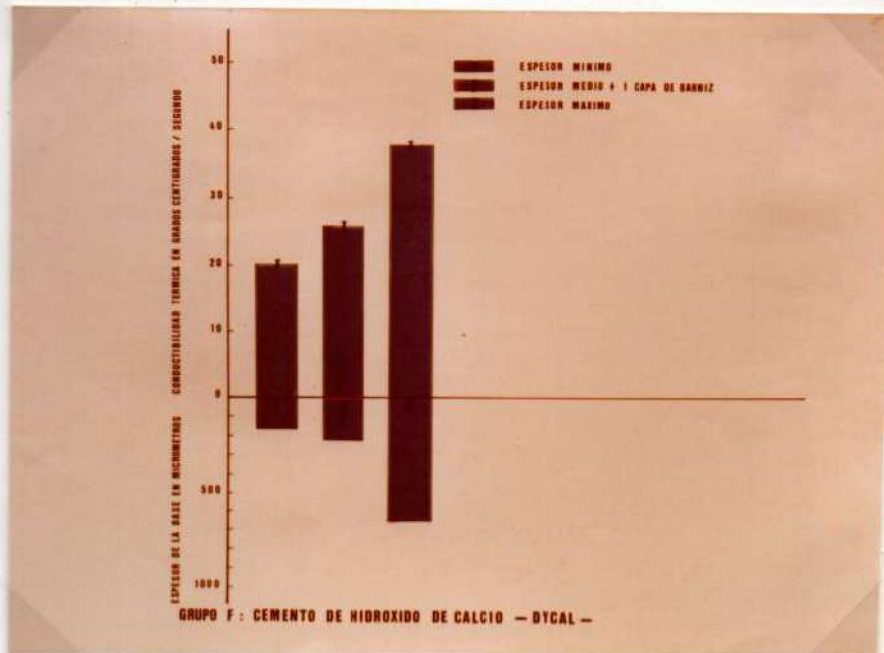


Figura 111. Valores estadísticos de los TM y / de los ESTM obtenidos en los tres subgrupos de las muestras que corresponden al grupo F.

11) Los valores de la conductibilidad térmica de muestras obturadas con amalgama, que tienen como aislante al cemento de fosfato de cinc BERA -grupo G- colocado en espesor/ mínimo de 488 micrómetros -subgrupo 1- fueron TM de / $21.18^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.09$. Cuadro XVII. Figuras 112 - 113 - 116.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE FOSFATO DE CINCO -BERA- INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	488	41.40	± 10.50
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	451	10.73	± 7.50
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	600	15.90	± 7.10
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1000	42.00	± 10.10
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	21.18	0.20	± 0.09

Cuadro XVII

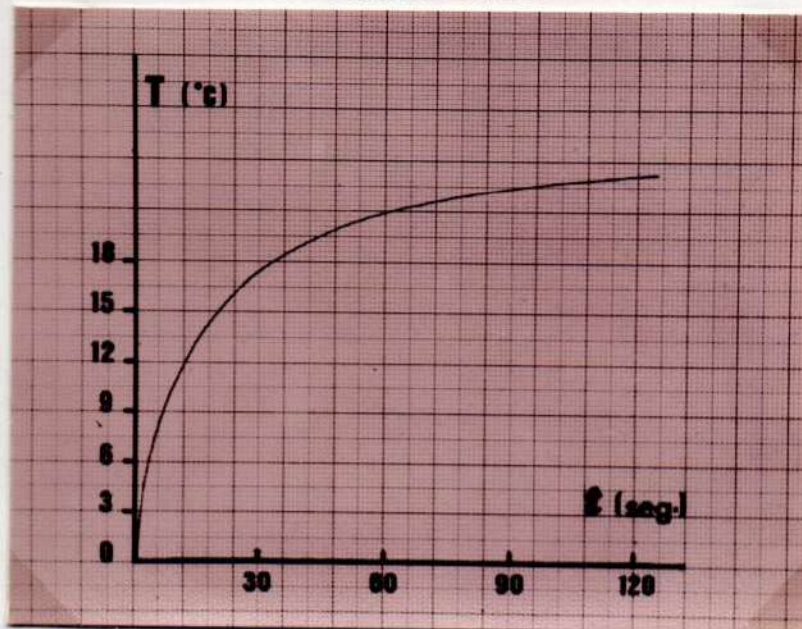


Figura 112. Registro gráfico de la conducción del calor en una muestra del grupo G, subgrupo 1.

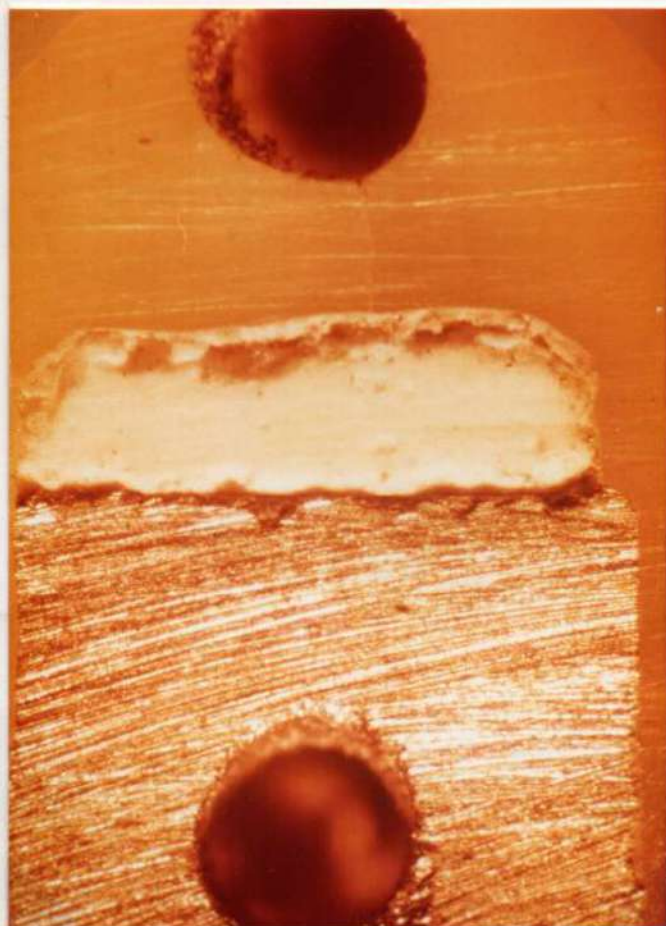


Figura 113. Muestra del grupo G -subgrupo 1- donde se observan: el tejido dentinario, el material aislante, la obturación metálica y los orificios tallados.

12) La transmisión de la onda calórica en muestras que llevan como base aislante al cemento de fosfato de cinc BERA -grupo G- interpuesto entre el material de obturación y el tejido dentinario con un espesor de 504 micrómetros, más el agregado de una capa de barniz -subgrupo 2- arrojó valores de $TM\ 25.88^{\circ}C/seg. \pm 0.11$. Cuadro XVIII. Figuras 114 - 116.

13) El calor aplicado sobre la superficie oclusal de las

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE FOSFATO DE CINCO -BERA- INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MAS UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	DS	ESTM
ESPEOR DE LA BASE EN μm	504	45.05	± 20.20
ESPEOR DEL BARNIZ EN μm	0.2	2.38	± 1.07
ESPEOR DENTINARIO EN μm	043	18.57	± 8.32
ESPEOR DE LA AMALGAMA EN μm	541	40.00	± 18.30
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1007	66.30	± 20.75
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	25.88	0.25	± 0.11

Cuadro XVIII

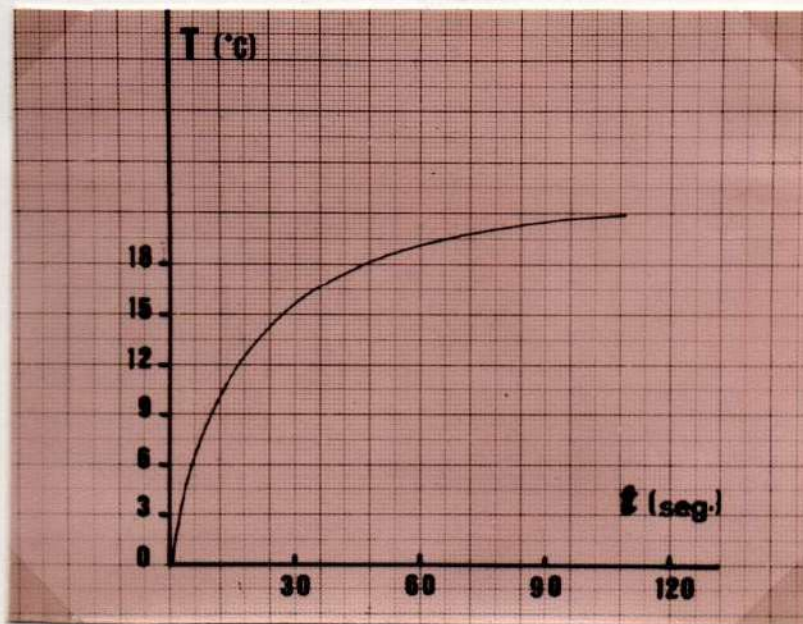


Figura 114. Curva que corresponde a una muestra del grupo G -subgrupo 2-.

muestras obturadas con amalgama y que llevan interpuesta entre ésta y la dentina, una capa de cemento de fosfato de cinc BERA -grupo G- subgrupo 3 demoró desde una termocupla a la otra, un tiempo de TM de $40.14^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0,12$. Cuadro

XIX. Figuras 115 - 116.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE FOSFATO DE CINC - BERA - INTERPUESTO EN ESPESOR MÁXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	944	48.27	± 21.64
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	882	46.48	± 28.48
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	548	31.81	± 14.18
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCOPLAS EN μm	2148	84.24	± 28.81
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	48.14	8.27	± 8.12

Cuadro XIX

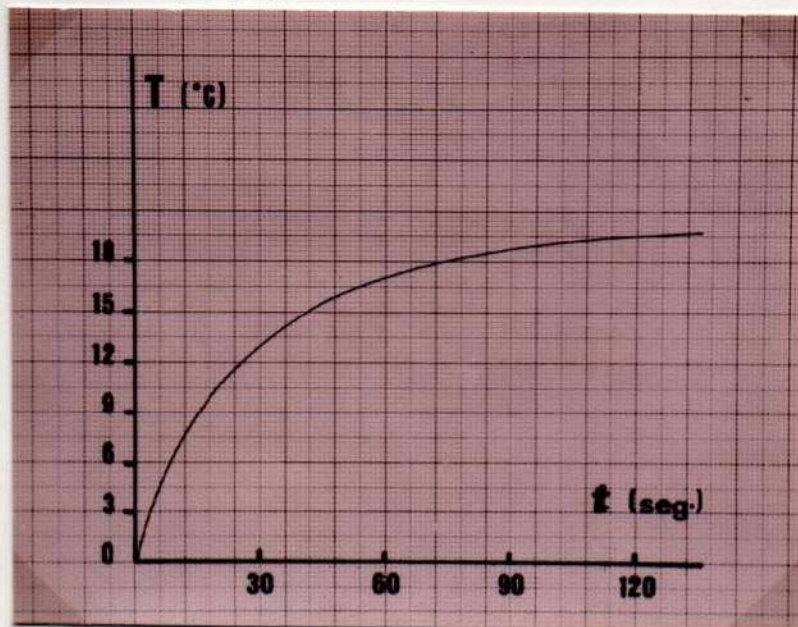


Figura 115. Registro gráfico de la transmisión térmica de una muestra del grupo G-subgrupo 3-

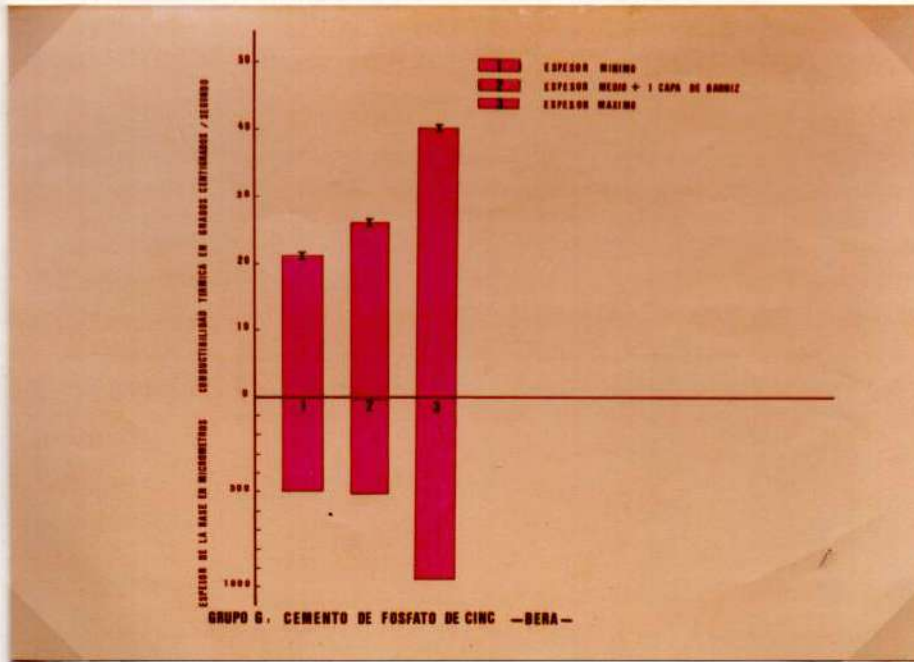


Figura 116. Valores estadísticos de los TM indicados por las barras verticales y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

14) Los valores de la transmisión térmica logrados en / muestras del grupo H que llevan como base aislante al ce-
mento de policarboxilato de cinc PROTHOPLAST colocado en
espesor mínimo de 442 micrómetros -subgrupo 1-, fue de /
TN $23.74^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.20$. Cuadro XX. Figuras 117- 121.

15) Los valores estadísticos de la transmisión térmica en
muestras del grupo H, que llevan como base aislante al ce-
mento de policarboxilato de cinc PROTHOPLAST puesto en es-
pesor medio más una capa de barniz de copal, fueron de TM
 $28.16^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.14$. Cuadro XXI. Figuras 118- 119- 121.

16) La conductibilidad térmica en muestras obturadas con
amalgama de plata, que llevan entre ésta y la dentina una

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE CINCO-PROTHOPLAST- INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	442	43.24	± 10.30
ESPESOR DENTINARIO EN μm	642	25.00	± 11.00
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	452	30.34	± 17.10
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1530	20.00	± 11.20
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	23.74	0.45	± 0.20

Cuadro XX

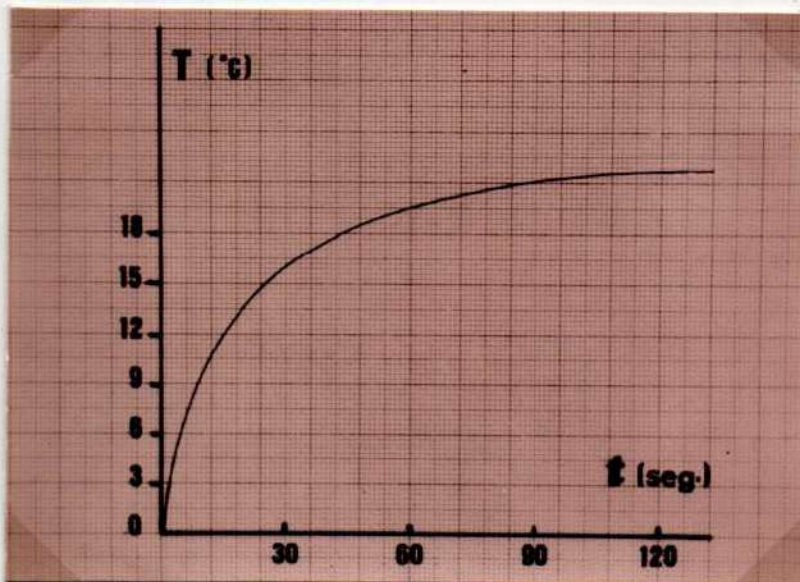


Figura 117. Gráfica que indica la conducción térmica en una muestra del grupo H, -subgrupo 1-

capa de cemento de policarboxilato de cinc PROTHOPLAST -grupo H- de espesor máximo -subgrupo 3- de 974 micrómetros, demoró en recorrer una distancia de 2206 micróme-

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE CIRC-PROTHOPLAST- INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MAS UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	457	22.20	± 9.97
ESPESOR DEL BARNIZ EN μm	10.0	2.40	± 1.07
ESPESOR DENTINARIO EN μm	554	30.40	± 10.35
ESPESOR DE LA ANAIGAMA EN μm	505	32.21	± 10.64
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1520.0	60.20	± 27.03
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	29.18	0.32	± 0.14

Cuadro XXI

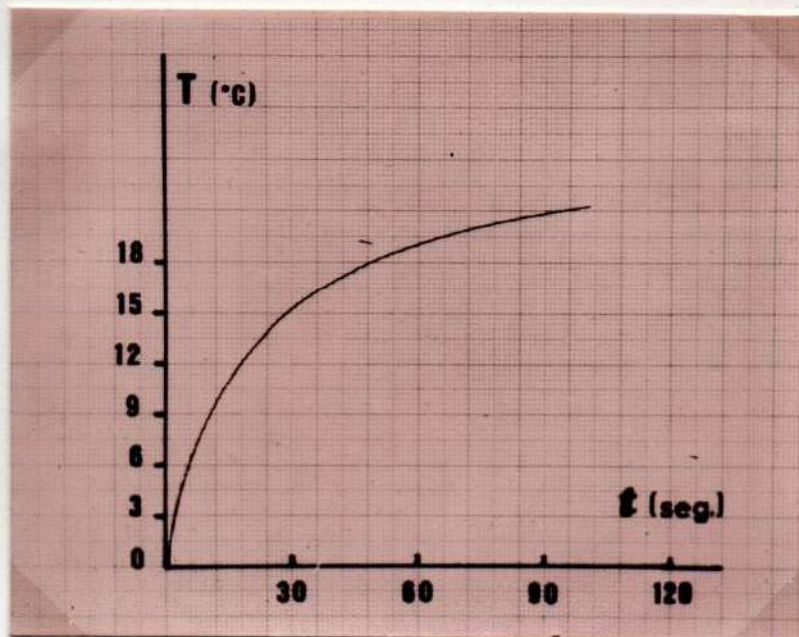


Figura 118. Registro gráfico de transmisión de calor en una muestra del grupo H, subgrupo 2.

tros desde una termocupla a la otra, un tiempo TM de $39.34^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.18$. Cuadro XXII. Figuras 120 - 121.



Figura 119. Microfotografía de la cara mesial de una pieza dentaria / del grupo H -subgrupo 2-

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL CEMENTO DE POLICARBOXILATO DE CINC-PROTHOPLAST-INTERPUESTO EN ESPESOR MÁXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEOR DE LA BASE EN μm	974	42.77	± 19.18
ESPEOR DENTINARIO EN μm	773	24.39	± 10.93
ESPEOR DE LA AMALGAMA EN μm	459	30.09	± 13.40
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	2200	59.17	± 22.40
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	39.34	0.40	± 0.10

Cuadro XXII

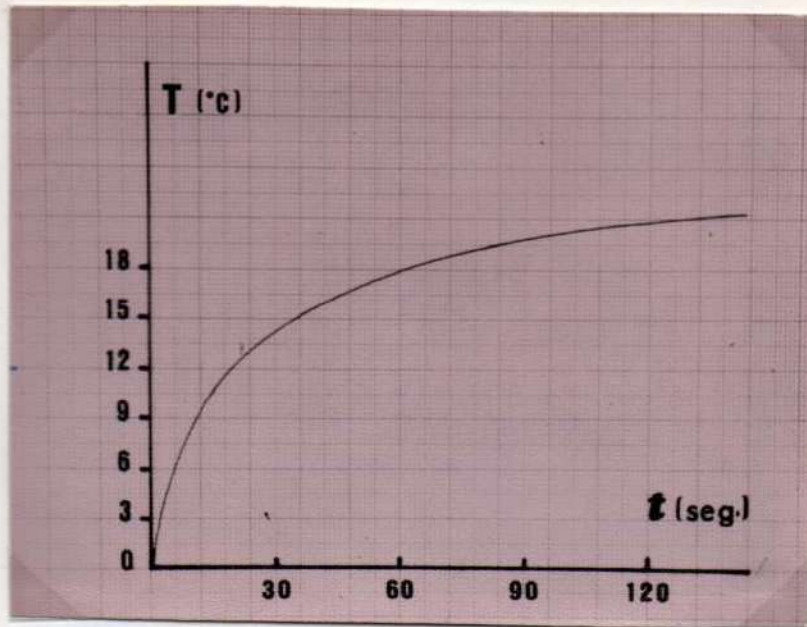
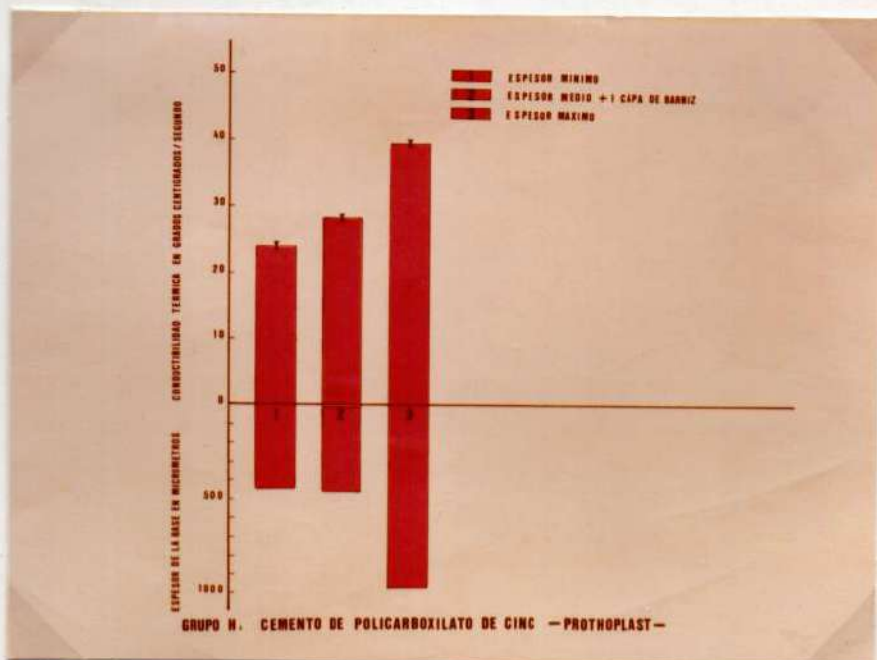


Figura 120. Registro gráfico de la transmisión de calor, en una muestra que lleva de base al cemento de polycarboxilato de cinc PROTHOPLAST -subgrupo 3-



121. Valores estadísticos de los TM y de los ESTM que corresponden al grupo H en sus 3 / subgrupos.

17) El calor aplicado sobre la superficie oclusal de las muestras obturadas con amalgama que tienen entre ésta y la dentina una base aislante de óxido de cinc-eugenol / -grupo I-m con un espesor mínimo de 182 micrómetros -subgrupo 1- tardó en recorrer la distancia entre las dos / termocuplas, un tiempo de TM $28.26^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.28$. Cuadro XXIII. Figuras 122 - 123 y 126.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL ÓXIDO DE CINCO - EUGENOL INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	182	17.83	± 7.00
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	630	36.77	± 10.04
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	662	12.64	± 5.02
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1620	62.12	± 41.31
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	28.26	0.99	± 0.29

.Cuadro XXIII

18) La transmisión térmica en muestras obturadas con amalgama, que llevan como aislante bio-pulpar al óxido de cinc-eugenol -grupo I- colocado en espesor medio, más una capa de barniz -subgrupo 2- registró valores TM de / $31.76^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.10$. Estos valores fueron expresados en grados centígrados/segundo. Cuadro XXIV. Figuras 124 y 126.

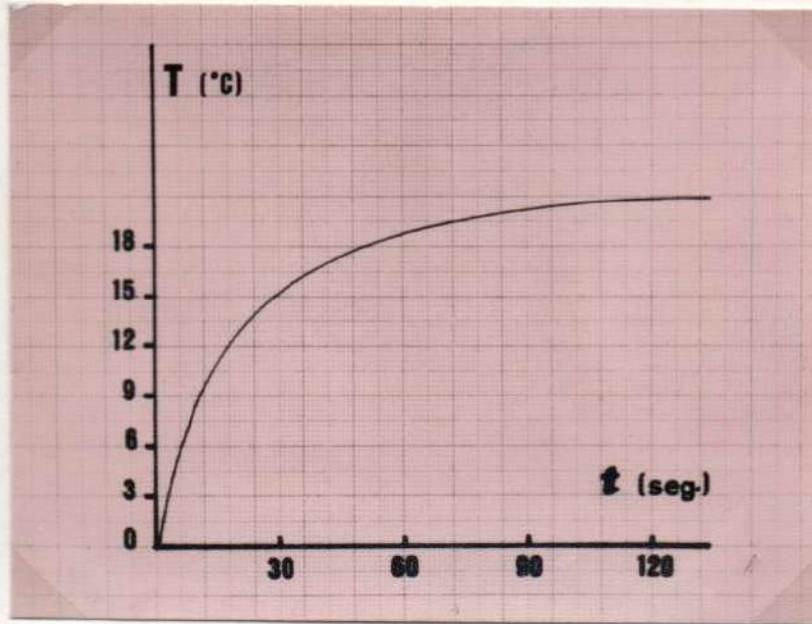
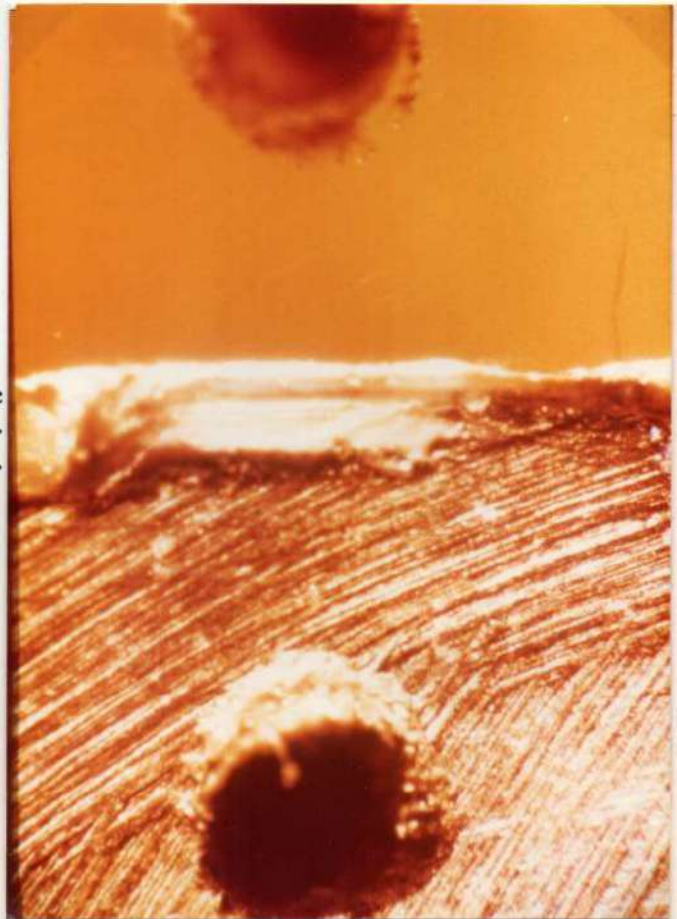


Figura 122. Gráfica de la transmisión térmica de una muestra del grupo I, subgrupo 1.

Figura 123. Microfotografía donde se observa la capa de cemento de óxido de cinc eugenol entre el tejido dentinario y el material de obturación.



VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL ÓXIDO DE CINC - EUGENOL INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MÁS UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	313	12.04	± 5.39
ESPESOR DEL BARNIZ EN μm	0.4	2.90	± 1.33
ESPESOR DENTINARIO EN μm	001	10.73	± 7.90
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	007	13.03	± 8.04
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1052	31.71	± 14.22
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	31.76	0.24	± 0.10

Cuadro XXIV

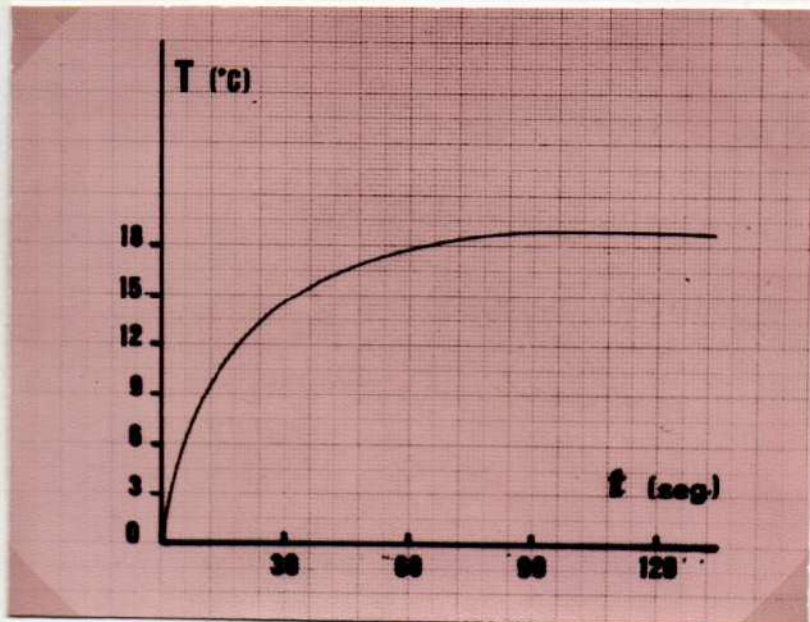


Figura 124. Curva trazada por el registrador y que expresa la transmisión térmica en una muestra del grupo I, subgrupo 2.

19) Los valores estadísticos de la conducción térmica en muestras que llevan como aislante una capa de óxido de cinc-eugenol -grupo I- con un espesor máximo de 931 micrómetros - subgrupo 3- fueron de TM $49.08^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.11$. Cuadro XXV. Figuras 125 - 126.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL OXIDO DE CINCO - EUGENOL INTERPUESTO EN ESPESOR MÁXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEOR DE LA BASE EN μm	931	30.00	± 10.35
ESPEOR DENTINARIO EN μm	447	17.00	± 0.02
ESPEOR DE LA AMALGAMA EN μm	063	15.05	± 7.01
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	2141	33.05	± 14.02
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	49.08	0.25	± 0.11

Cuadro XXV

20) La conductibilidad térmica en muestras obturadas / con amalgama de plata, y que llevan entre ésta y la dentina una capa de óxido de cinc-eugenol con el agregado de acetato de cinc -grupo J- de espesor mínimo de 160.40 micrómetros -subgrupo 1- determinó valores de TM $28.36 / \pm 0.15$, valores estos expresados en grados centígrados/segundo. Cuadro XXVI. Figuras 127 - 131.

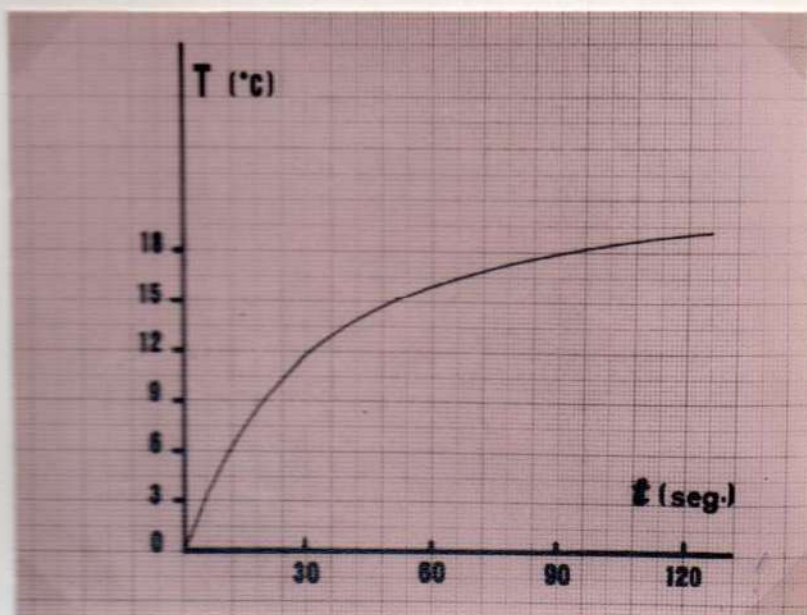


Figura 125. Registro gráfico de la conducción térmica en una muestra del grupo I -subgrupo 3-

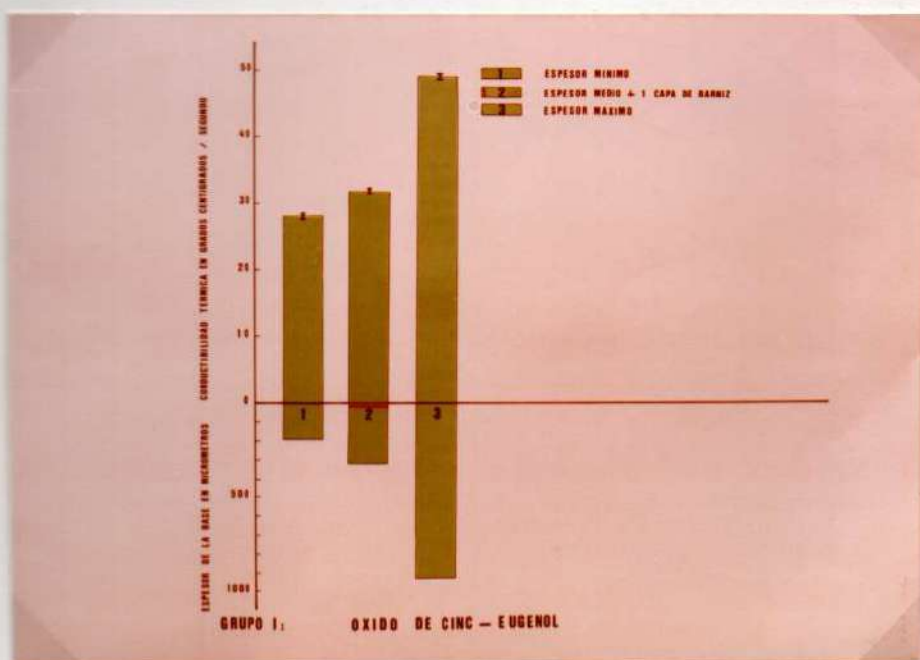


Figura 126. Valores estadísticos de los TM indicados por las barras verticales y de los ESTM por las líneas verticales cortadas.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL OXIDO DE CINC—EUGENOL CON ACETATO DE CINC INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	160.40	15.59	± 0.90
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	657	13.03	± 5.04
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	644.00	27.76	± 12.44
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1402	37.04	± 10.00
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	20.30	0.32	± 0.15

Cuadro XXVI

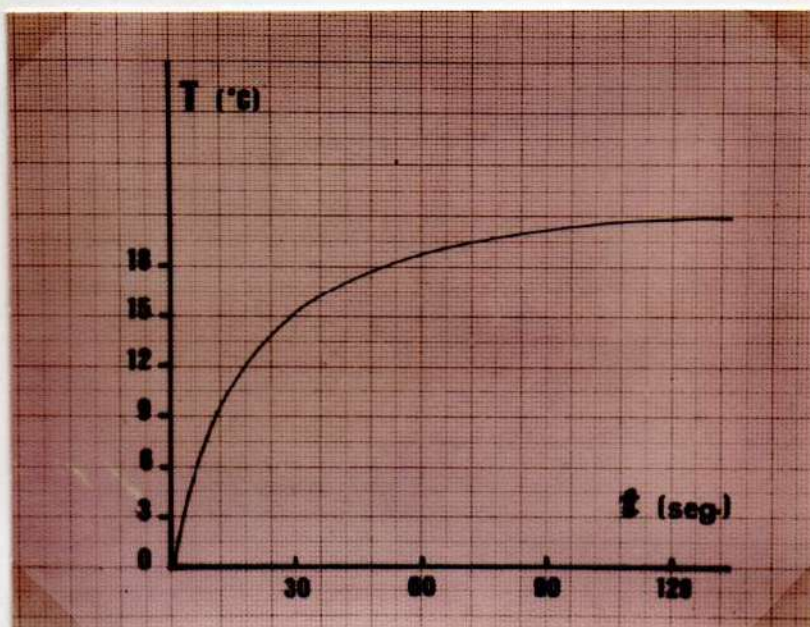


Figura 127. Registro gráfico de la transmisión térmica en una muestra del grupo J / subgrupo 1.

21) Los valores de la transmisión térmica de muestras que llevan como aislante bio-pulpar una capa de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc -grupo J- interpuesto en espesor medio, más una capa de barniz -subgrupo 2- dio valores de TM $31.74^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.11$. Cuadro XXVII. Figuras 128 - 129 - 131.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL ÓXIDO DE CINCO-EUGENOL CON ACETATO DE CINCO INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MÁS UNA CAPA DE BARNIZ

	TM	DS	ESTM
ESPEJOR DE LA BASE EN μm	348.00	15.25	± 0.04
ESPEJOR DEL BARNIZ EN μm	0.20	1.92	± 0.00
ESPEJOR DENTINARIO EN μm	740.00	12.44	± 0.97
ESPEJOR DE LA AMALGAMA EN μm	650.00	0.93	± 4
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1703	10.03	± 0.00
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	31.74	0.25	± 0.11

Cuadro XXVII

22) Los valores estadísticos obtenidos de las muestras que llevan como base aislante entre la amalgama y el tejido dentinario, una capa de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc -grupo J- de espesor máximo -subgrupo 3- fueron de TM $50.38^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.17$. Cuadro XXVIII. Figuras 130 - 131.

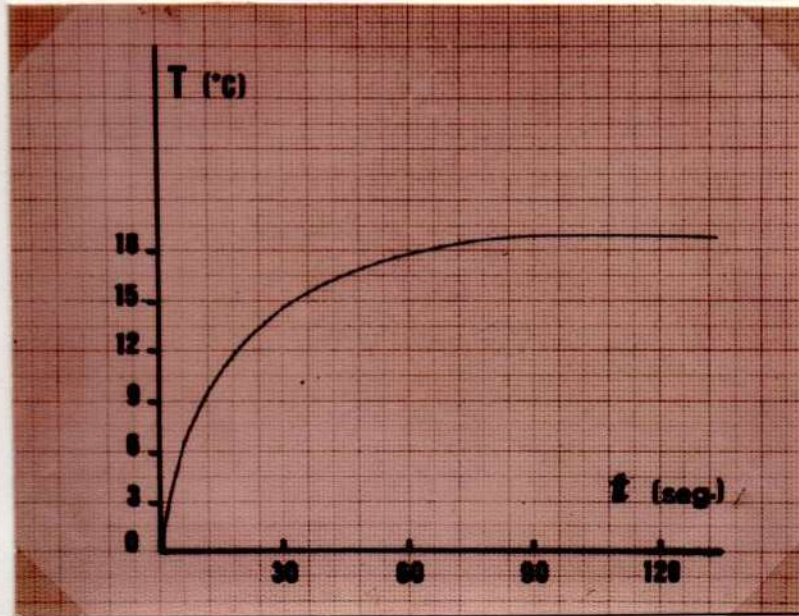


Figura 128. Curva trazada por un registrador Acromat graficando la transmisión de calor en una muestra del grupo J, subgrupo 2.

23) El calor aplicado sobre la superficie oclusal de las muestras obturadas con amalgama de plata que llevan interpuesta entre ésta y la dentina, una capa de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM -grupo K- de espesor mínimo -subgrupo I - demoró de una termocupla a la otra, con una distancia entre ambas de 1899 micrómetros, un tiempo de TM $31.80^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.22$. Cuadro XXIX. Figuras 132 - 133 136.

24) La conductibilidad térmica de muestras obturadas con amalgama de plata, que llevan como aislante bio-pulpar, / una base de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM -grupo K- -subgrupo 2- de 341.20 micrómetros, dio valores de TM $36.66^{\circ}\text{C}/\text{seg.} \pm 0.19$. Cuadro XXX. Figuras 134 - 136.

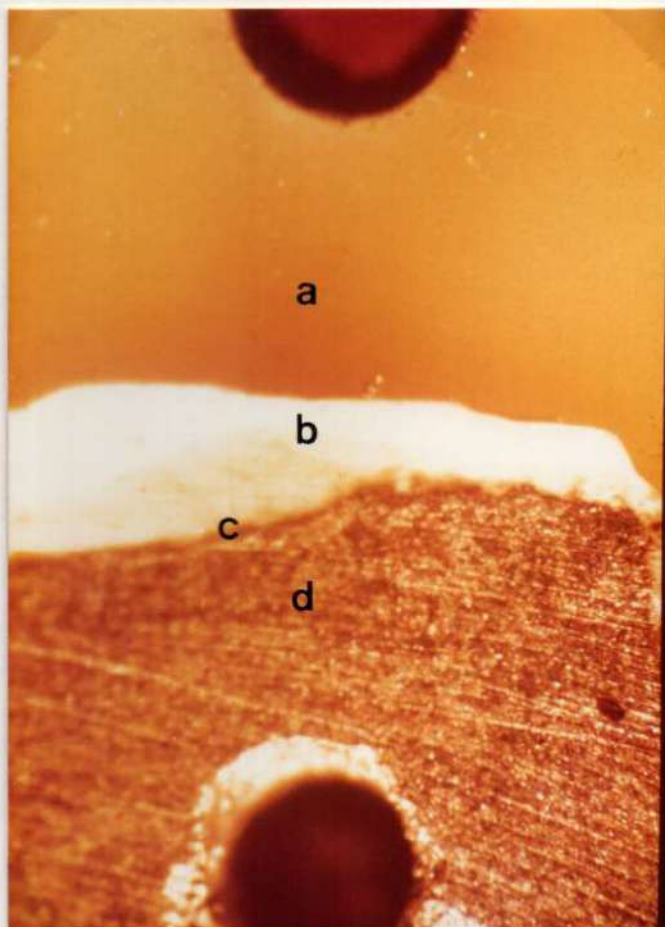


Figura 129. Microfotografía de la cara me-
sial de un premolar del
grupo J, -subgrupo 2-
donde se observa: a-den-
tina, b-cemento de óxi-
do de cinc-eugenol con
acetato de cinc, c-bar-
niz y d= amalgama.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TERMICA EN MUESTRAS
QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL OXIDO DE CINCO-EUGENOL CON
ACETATO DE CINCO INTERPUESTO EN ESPESOR MAXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	986	11.40	\pm 5.11
ESPESOR DENTINARIO EN μm	683	6.70	\pm 3
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	502	7.58	\pm 3.40
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	2171	9.61	\pm 4.31
CONDUCTIBILIDAD TERMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	50.30	0.30	\pm 0.17

Cuadro XXVIII

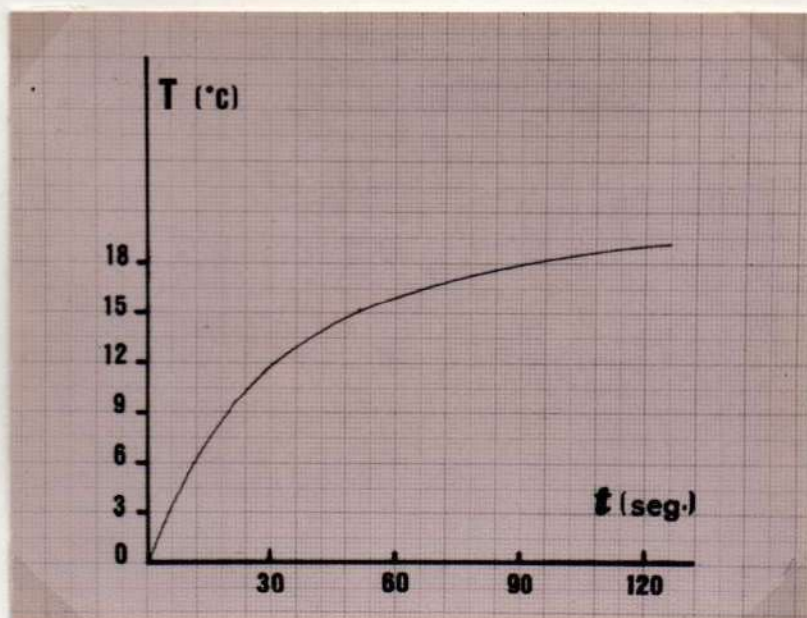


Figura 130. Registro gráfico de la conducción térmica de una muestra del grupo J -subgrupo 3-.

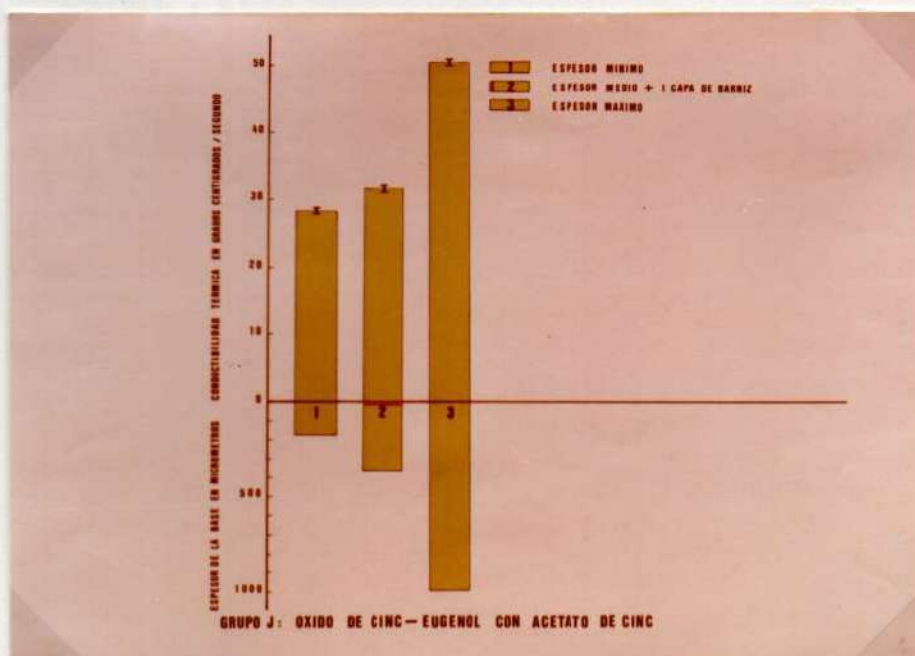


Figura 131. Valores estadísticos de los TM indicados por las barras verticales y de los ESTM por las líneas verticales cortadas.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL ÓXIDO DE ZINC-EUGENOL REFORZADO -IRM- INTERPUESTO EN ESPESOR MÍNIMO

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	227	19.00	± 0.91
ESPESOR DENTINARIO EN μm	894	33.00	± 15.00
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	863	26.30	± 11.62
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1000	61.77	± 27.70
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS/SEGUNDO	31.00	0.51	± 0.22

Cuadro XXIX

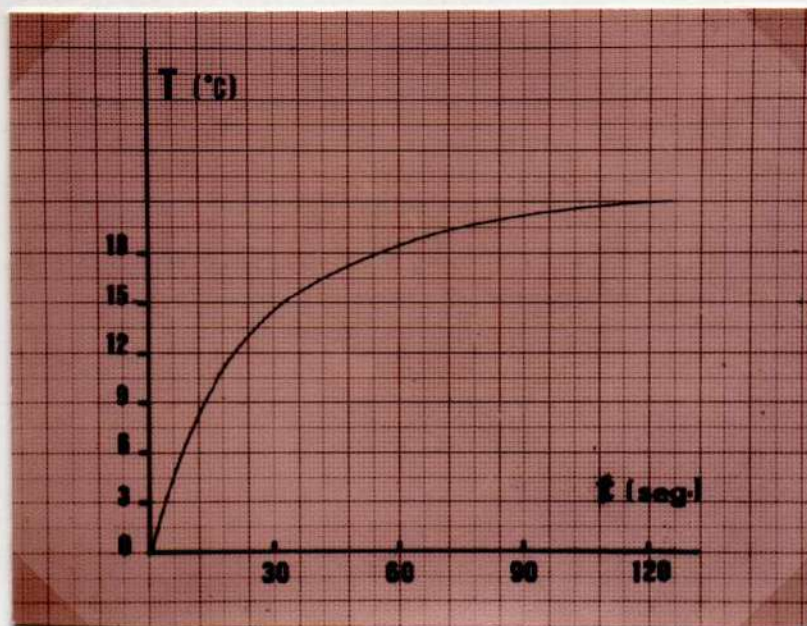


Figura 132. Registro gráfico de la conducción térmica en muestras del grupo K -sub-grupo 1-.



Figura 133. Micrografía de una muestra del grupo K donde se observa el material de aislamiento IRM, colocado en espesor mínimo.

25) Los valores de la transmisión de la onda calórica entre las dos termocuplas en muestras del grupo K, que llevan como aislante una capa de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM colocado en espesor máximo -subgrupo 3- de 968 micrómetros, fueron de $TM\ 50.60^{\circ}C/seg. \pm 0.22$. Cuadro XXXI. Figuras 135 - 136.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL OXIDO DE CINC-EUGENOL REFORZADO -IHM- INTERPUESTO EN ESPESOR MEDIO MAS UNA CAPA DE BARRIZ

	TM	DS	ESTM
ESPEOR DE LA BASE EN μm	301.20	17.00	± 7.00
ESPEOR DEL BARRIZ EN μm	7.00	1.73	± 0.77
ESPEOR DENTINARIO EN μm	000	37.00	± 10.00
ESPEOR DE LA ANÁLGA EN μm	001	29.40	± 13.10
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	1003	30.14	± 17.55
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTIGRADOS / SEGUNDO	30.00	0.43	± 0.10

Cuadro XXX

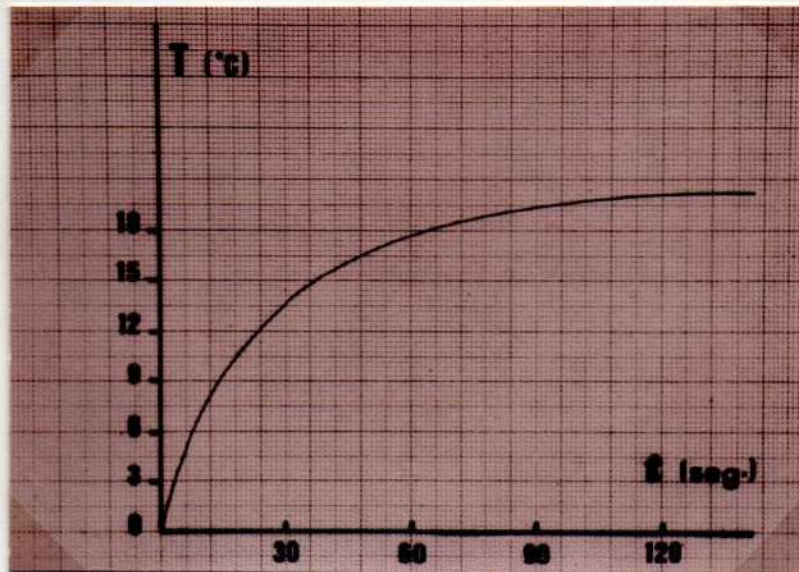


Figura 134. Registro gráfico de la transmisión térmica en una muestra del grupo K, subgrupo 2.

VALORES ESTADÍSTICOS DE LA CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN MUESTRAS QUE LLEVAN COMO BASE AISLANTE AL ÓXIDO DE CINC-ENGENOL REFORZADO -INW- INTERPUESTO EN ESPESOR MÁXIMO

	TM	DS	ESTM
ESPESOR DE LA BASE EN μm	900	13	± 5.84
ESPESOR VENTINARIO EN μm	900	15.10	± 6.00
ESPESOR DE LA AMALGAMA EN μm	530.40	5.77	± 2.50
DISTANCIA ENTRE LAS TERMOCUPLAS EN μm	2197	23.63	± 10.00
CONDUCTIBILIDAD TÉRMICA EN GRADOS CENTÍGRADOS / SEGUNDO	50.0	0.49	± 0.22

Cuadro XXXI

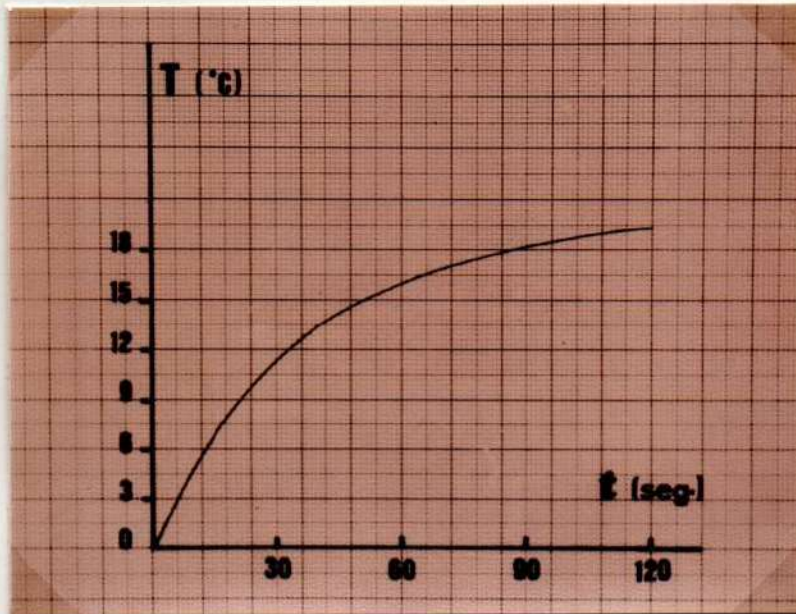


Figura 135. Gráfica de la conducción térmica de una muestra del grupo K -subgrupo 3-.

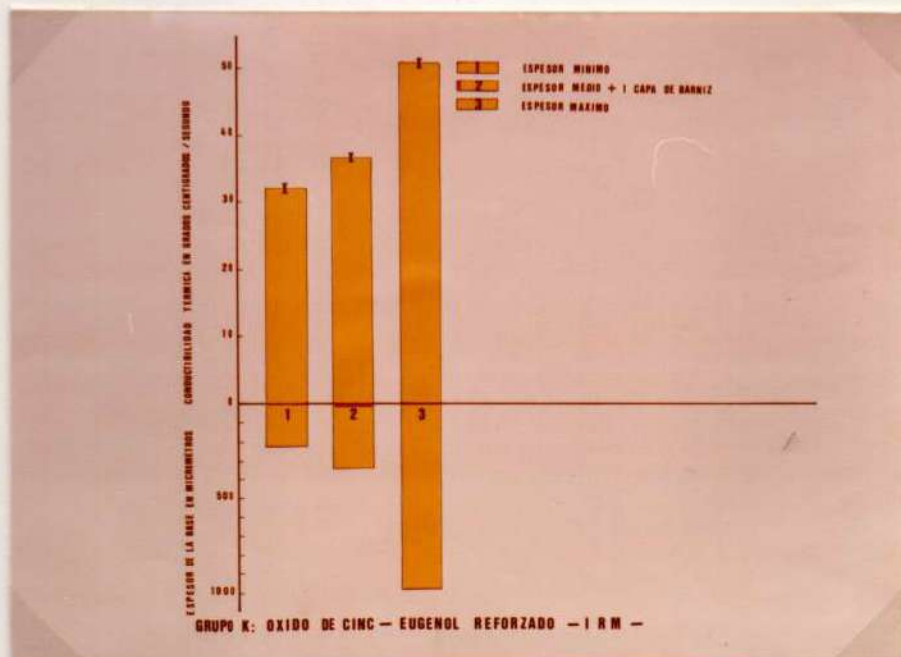


Figura 136. Valores estadísticos de los TM in dicados por las barras verticales y de los / ESTM por las líneas verticales cortadas.

II. De la interrelación de los valores de conductividad térmica obtenidos de las muestras preparadas con los materiales aislantes investigados, y colocados en es pesor mínimo (subgrupo 1), medio, más una capa de barniz (subgrupo 2) y máximo (subgrupo 3) se determinó que:

1) De acuerdo con la valoración cuantitativa efectuada, existen diferencias estadísticamente significativas en / la aplicación de 1 y 2 capas de barniz de copal -grupo C y D- con respecto a la transmisión térmica, con /// $P = < 0.025$, siendo las muestras del grupo D las que de-

moraron un tiempo mayor en el pasaje de la onda calórica de una termocupla a la otra. Figura 101.

2) Los valores de conducción térmica obtenidos a partir de muestras obturadas con amalgama, que llevan como aislante al cemento de hidróxido de calcio MPC - grupo E-, dispuestos en los tres espesores antes mencionados, permitió determinar que esos valores fueron mayores en el subgrupo 1, medios en el subgrupo 2 menores en el subgrupo 3, con $P = < 0.001$, en la interrelación de cualquiera de los subgrupos considerados. Figura 106.

3) Los resultados obtenidos en las mediciones efectuadas en muestras obturadas con amalgama de plata, que llevan / como base aislante al cemento de hidróxido de calcio Dycal -grupo F-, revelaron que la conductibilidad térmica arrojó valores mayores en el subgrupo 1, medio en el subgrupo 2 y menores en el subgrupo 3, con $P = < 0.01$, en la interrelación de cualquiera de los subgrupos considerados. Figura 111.-

4) Los valores de conductibilidad térmica, logrados a partir de muestras obturadas con amalgama, que llevan como / protector bio-pulpar al cemento de fosfato de cinc BERA / -grupo G- permitieron determinar que esos valores fueron mayores en el subgrupo 1, medio en el subgrupo 2 y menores en el subgrupo 3, con $P = < 0.001$ en la interrelación de cualquiera de los subgrupos considerados. Figura 116.

5) De acuerdo a la valoración cuantitativa efectuada, exis

ten diferencias estadísticamente significativas en la aplicación como aislante del cemento de policarboxilato de cinc PROTHOPLAST -grupo H-, en muestras obturadas con amalgama, siendo los valores más elevados de transmisión térmica los que corresponden al subgrupo 1, medios en el subgrupo 2 y menores en el subgrupo 3, con $P = < 0.001$ en la interrelación de cualquiera de ellos. Figura 121.

6) Los resultados obtenidos de las muestras obturadas con amalgama de plata, que llevan como base aislante al óxido de cinc -eugenol -grupo I- revelan que la conductibilidad térmica registró valores mayores en el subgrupo 1, intermedios en el subgrupo 2 y menores en el subgrupo 3 con / $P = < 0.001$ en la interrelación de cualquiera de los subgrupos considerados. Figura 126.

7) Los valores logrados a partir de las muestras obturadas con amalgama que llevan interpuesta entre ésta y la dentina, una capa de óxido de cinc-eugenol con el agregado de acetato de cinc -grupo J -, determinaron que la / conductibilidad térmica fue mayor en las muestras correspondientes al subgrupo 1, medias en el subgrupo 2 y menores en el subgrupo 3, con $P = < 0.001$ en la interrelación de cualquiera de los tres subgrupos considerados. Figura 131.

8) Según la valoración cuantitativa efectuada, existen / diferencias estadísticamente significativas con $P = < 0.001$ en la interrelación de cualquiera de los subgrupos considerados, en la conductibilidad térmica de muestras obturadas

con amalgama de plata, que llevan como base aislante al cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM, siendo los valores más altos, los correspondientes al subgrupo 1, los medios al subgrupo 2 y los menores al subgrupo 3. Figura 136.

III. De la interrelación de los valores estadísticos obtenidos del registro de la conductibilidad térmica, evaluada en grados centígrados/segundos, entre los distintos grupos de materiales estudiados dispuestos en espesores / mínimos (subgrupo 1) se determinó que:

1) El calor aplicado sobre las superficies oclusales de / las muestras del grupo B -obturbación con amalgama, colocada directamente sobre dentina- demoró desde una termocu- / pla a la otra, el menor tiempo de todos los grupos considerados, lo que revela la más alta conductibilidad térmica. Figura 137.

2) Cotejando los valores estadísticos del grupo B con los logrados en los grupos C y E, reveló una conductibilidad térmica semejante, no arrojando las cifras, resultados / estadísticamente significativos.

La comparación de los valores del grupo B con los obtenidos de los grupos D - F - G - H - I - J y K, en cambio, / reveló una mayor conductibilidad térmica en las muestras obturadas con amalgama de plata, sin interposición de ma-

terial aislante, con resultados estadísticamente signifi
 cativos con $P = < 0.005$, $P = < 0.01$, $P = < 0.005$, $P = <$
 0.001 , $P = < 0.001$, $P = < 0.001$ y $P = < 0.001$ respectivamente
 te. Figura 137

3) A partir de los valores obtenidos en las mediciones e
 efectuadas en las muestras del grupo C -obturación con a-
 amalgama de plata, con la interposición entre ésta y la /
 dentina de una capa de barniz de copal- comparados con /
 los logrados en los restantes grupos se pudo determinar
 que:

Con los grupos E - F y G las cifras obtenidas no fueron /
 estadísticamente significativas. En cambio con los grupos
 D - H - I - J y K los resultados fueron estadísticamente
 significativos con $P = < 0.025$, $P = < 0.05$, $P = < 0.001$, //
 $P = < 0.001$ y $P = < 0.001$ respectivamente. Figura 137.

4) De la comparación de los valores de la conductibilidad
 térmica de las muestras del grupo D -obturadas con amalgaa
 ma de plata, que llevan entre ésta y el tejido dentinario
 dos capas de barniz de copal- con los valores obtenidos /
 de los restantes grupos aún no comparados resulta:

Con los valores de las muestras del grupo E, existe una /
 significación estadística de $P = < 0.025$. siendo menor la
 conductibilidad térmica en las muestras del grupo D. Con
 los de las muestras de los grupos F - G y H no hay dife-
 rencias estadísticamente significativas. En cambio la /
 comparación de los valores se hace estadísticamente sig-
 nificativa con los de los grupos I - J y K con $P = < 0.05$,

$P = < 0.05$ y $P = < 0.02$ respectivamente, siendo la conductibilidad térmica del grupo D mayor que la registrada por estos grupos. Figura 137.

5) Relacionando los valores obtenidos del grupo E -muestras obturadas con amalgama de plata, que llevan entre ésta y el tejido dentinarios una capa de cemento de hidróxido de calcio MPC, con los restantes grupos, resulta que:

Con los grupos F y G no existen diferencias estadísticamente significativas. En cambio, la transmisión térmica fue mayor que la registrada en los grupos H - I - J y / K con $P = < 0.05$, $P = < 0.001$, $P = < 0.001$ y $P = < 0.001$ respectivamente. Figura 137.

6) De la interrelación de los valores obtenidos del grupo F -muestras obturadas con amalgama de plata, que llevan como aislante bio-pulpar al cemento de hidróxido de calcio Dycal- con los grupos aún no comparados entre sí tenemos que:

Con la conductibilidad térmica de las muestras correspondientes a los grupos G y H no existen diferencias / con significación estadística; siendo en cambio con los grupos I - J y K bien marcadas esas diferencias con valores de $P = < 0.02$, $P = < 0.005$ y $P = < 0.001$ respectivamente, perteneciendo los valores más altos de conductibilidad térmica a los correspondientes a las muestras del grupo F.

Figura 137.

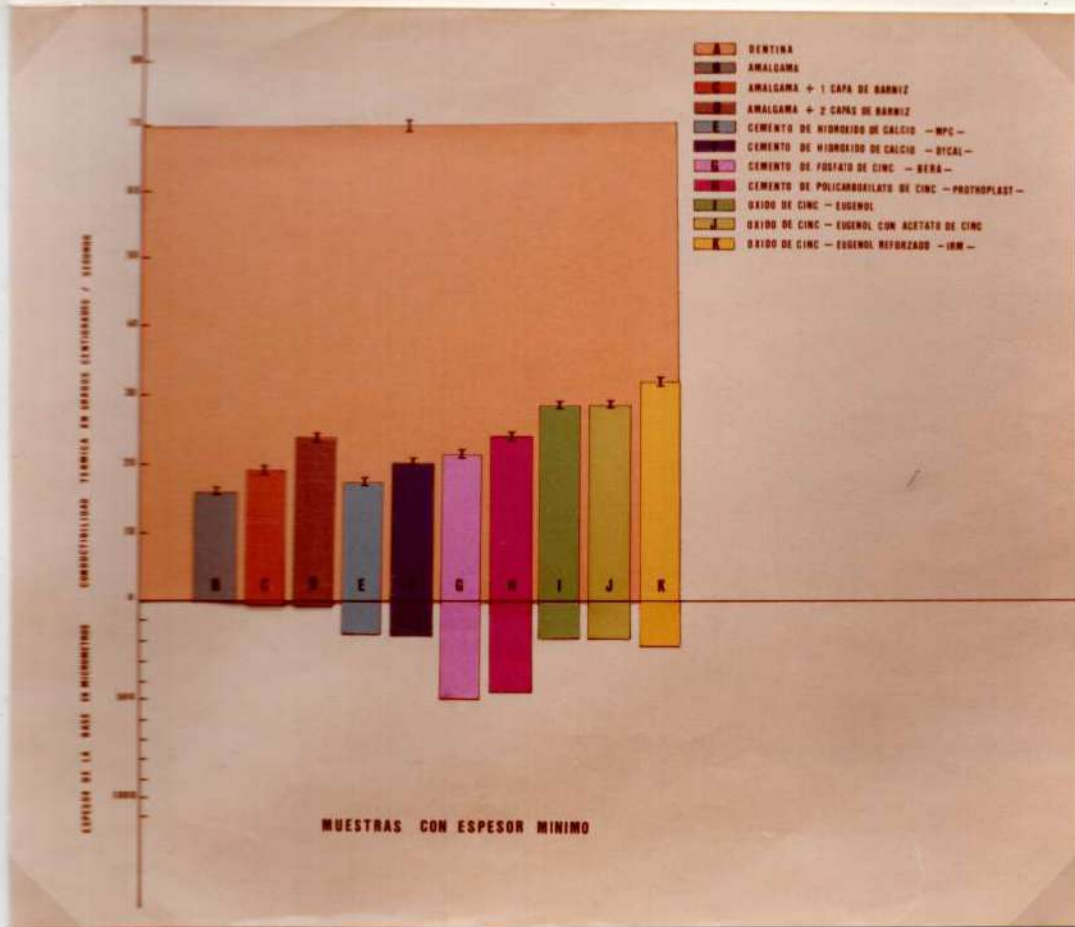


Figura 137. Valores estadísticos de los TM indicados / por las barras verticales y de los ESTM por las líneas verticales cortadas, de los grupos testigos y los co-respondientes a los materiales investigados interpuestos en espesores mínimos. Los valores del grupo testigo A, figuran en forma cuadrangular, abarcando todos / los demás.

7) Comparando los resultados logrados de las mediciones practicadas en las muestras del grupo G -que llevan interpuestas entre la obturación y la dentina, una capa de

cemento de fosfato de cinc BERA- con los conseguidos / en los restantes grupos estudiados, llegamos a las siguientes consecuencias:

Con las muestras del grupo H, no existen diferencias / estadísticamente significativas. Con la de los grupos / I - J y K en cambio, la conductibilidad térmica fue mayor, con valores estadísticamente significativos con / $P = < 0.025$, $P = < 0.05$ y $P = < 0.001$ respectivamente. Fi gura 137.

8) Los valores obtenidos de las muestras correspondientes al grupo H -obturadas con amalgama de plata que llevan como aislante bio-pulpar al cemento de polycarboxilato de cinc PROTHOPLAST- con los de las muestras de los grupos I - J y K al ser comparados arrojaron valores estadísticamente significativos, siendo mayor la conductibilidad térmica en el grupo H con $P = < 0.02$, $P = < 0.005$ respectivamente.

Figura 137.

9) La transmisión térmica de las muestras del grupo I / -obturadas con amalgama de plata, que llevan como aislante al cemento de óxido de cinc-eugenol- comparada con la registrada para los grupos J y K, es semejante, no habiendo en los resultados logrados, significación estadística. Figura 137.

10) Los valores conseguidos en las muestras del grupo J/

- que llevan interpuesto entre el tejido dentinario y el material de obturación una capa de cemento de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc- y K -muestras con aislamiento bio-pulpar efectuado con cemento de óxido de cinc eugenol reforzado IRM- son semejantes y no hay significación estadística. Figura 137.

IV. Relacionando los resultados logrados en las mediciones de la conductibilidad térmica, valorada en grados centígrados/segundos, de los diferentes grupos de materiales investigados, colocados en espesor medio, más una capa de barniz (subgrupo 2) se llegó a las siguientes afirmaciones:

1) Los valores obtenidos de las mediciones efectuadas en las muestras del grupo B - obturación con amalgama, sin interposición entre ésta y la dentina de material aislante- comparados con los logrados en los grupos E - F - G - H - I - J y K, señalaron cifras estadísticamente / significativas, con $P = < 0.001$ en todas esas comparaciones. Figura 138.

2) Confrontando los valores estadísticos entre los del grupo C -muestras obturadas con amalgama, previa interposición entre ésta y la dentina de una capa de barniz / de copal- con los obtenidos en los restantes grupos se / determinaron los siguientes resultados:

Con los valores de los grupos E - F y G, las diferencias fueron estadísticamente significativas, con $P = / < 0.05$, $P = < 0.005$ y $P = < 0.005$ respectivamente. En / cambio con los grupos H - I - J y K el valor de $P = < 0.001$ fue el mismo para todas las comparaciones. En todos estos grupos se empleó un tiempo mayor para transmitir el calor que en las muestras correspondientes al grupo C. Figura 138.

3) Los valores obtenidos de las mediciones efectuadas en las muestras del grupo D -que llevan interpuesto dos capas de barniz entre la amalgama y el tejido dentinario-comparados con los logrados en los restantes grupos permitió determinar que:

Con los grupos E - F y G las cifras no fueron estadísticamente significativas, siendo en cambio mayor el valor de la conducción térmica, con significancia estadística, con los grupos H - I - J y K con $P = < 0.05$, $P = < 0.005$, $P = < 0.005$ y $P = < 0.001$ respectivamente.

Figura 138.

4) La transmisión térmica del calor fue semejante en el grupo E -muestras obturadas con amalgama de plata, que / llevan como aislante bio-pulpar al cemento de hidróxido de calcio MPC- y los grupos F y G, sin significancia estadística en la comparación de los respectivos valores. Con los grupos H - I - J y K, hubo en cambio, diferen-/

cias estadísticamente significativas con $P = < 0.05$, $P = < 0.001$, $P = < 0.001$ y $P = < 0.001$ respectivamente.

Figura 138.

5) Los valores obtenidos en las mediciones efectuadas en las muestras del grupo F -obturación con amalgama de plata que llevan como base aislante al cemento de hidróxido de calcio Dycal- comparados con los de los grupos G y H no dieron diferencias estadísticamente significativas. / Con los restantes grupos, en cambio, la mayor conducción de las muestras del grupo F, determinaron diferencias estadísticamente significativas con $P = < 0.005$ para los / grupos I y J y de $P = < 0.001$ con el grupo K.

Figura 138.

6) Comparando los resultados obtenidos de la conducción térmica en las muestras del grupo G -obturadas con amalgama, que llevan como aislante bio-pulpar, una capa de cemento de fosfato de cinc BERA- con los restantes grupos resulta que fue semejante con la del grupo H, no / habiendo significancia estadística en esta comparación. Con los valores de los grupos I - J y K, en cambio, las cifras fueron estadísticamente significativas con $P = < 0.005$ para I y J y de $P = < 0.001$ para el grupo K, / siendo en estos casos menor la conducción térmica.

Figura 138.

7) Los valores logrados en el registro de la transmisión térmica de muestras correspondientes al grupo H -obtu-:/

radas con amalgama de plata, que llevan interpuesta una capa de cemento de poliacarboxilato de cinc PROTHOPLAST-

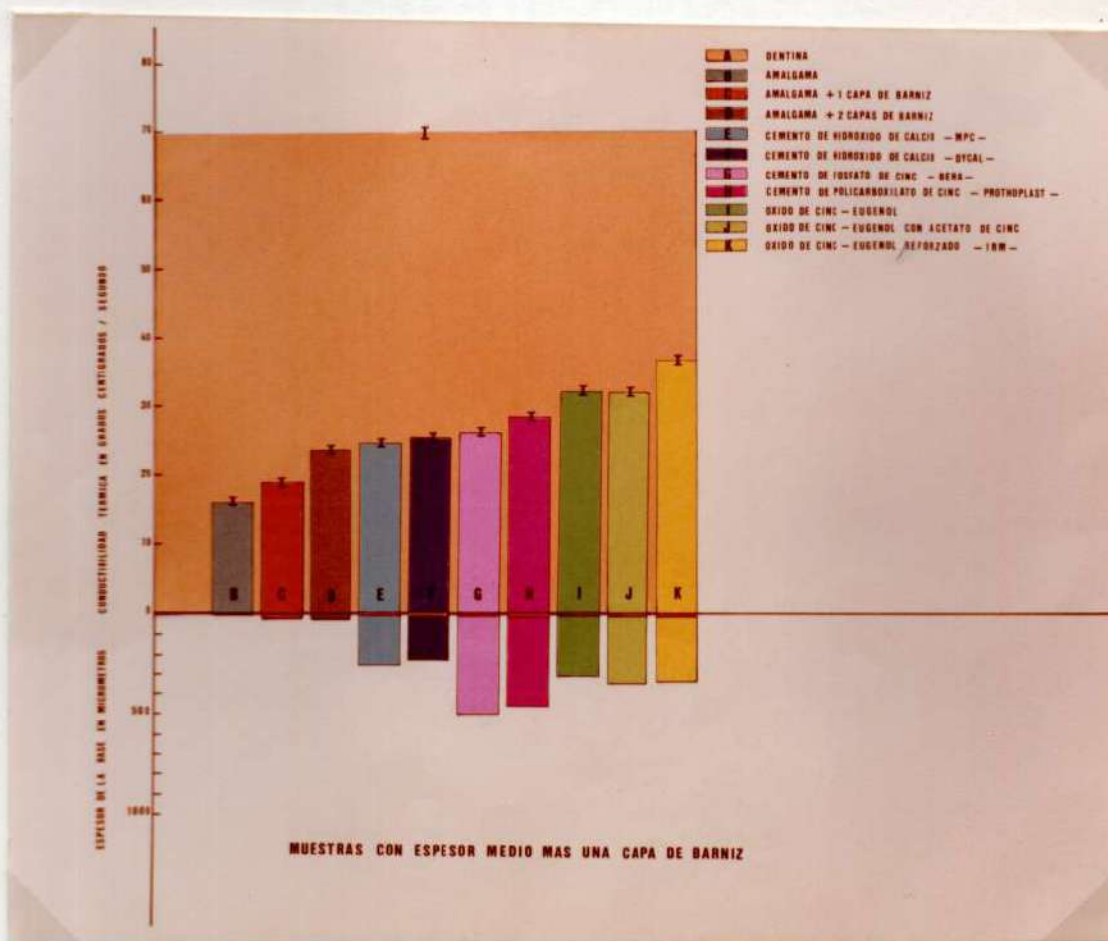


Figura 138. Valores estadísticos de los TM indicados / por las barras verticales y de los ESTM por las líneas verticales cortadas, de los grupos testigos y de los / que corresponden a los materiales investigados, colocados en espesores medio más una capa de barniz.

-al ser comparadas con la de los grupos I y J no die-

ron cifras estadísticamente significativas. Fue en cambio, mayor la conducción térmica que la del grupo K, con significancia estadística de $P = < 0.01$.

Figura 138.

8) Comparando los valores de transmisión térmica de las / muestras de los grupos I -obturadas con amalgama, que llevan entre ésta y el tejido dentinario, una capa de cemento de óxido de cinc-eugenol- con la de los grupos J y K, no hubo diferencias estadísticamente significativas.

Figura 138.

9) Tampoco hubo diferencias con significancia estadística cuando se compararon los valores obtenidos de los grupos J -obturados con amalgama de plata e interpuesto como aislante el cemento de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc- y K - que llevan como protector bio-pulpar al cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado IRM-.

Figura 138.

V. Comparando los resultados obtenidos de las mediciones realizadas en los diferentes grupos de materiales investigados y colocados en espesores máximos (subgrupo 3) se pudo determinar que:

1) Las muestras del grupo B -obturadas con amalgama de / plata sin interposición de material aislante entre ésta y la dentina- revelaron la más alta conductibilidad caló

rica con cifras estadísticamente significativas en la comparación con los grupos E - F - G - H - I - J y K con $P = < 0.001$ en todas las interrelaciones.

Figura 139.

2) Los valores registrados en las muestras del grupo C / -obturadas con amalgama, empleando como aislante bio-pulpar una capa de barniz de copal- y la de los grupos E - F - G - H - I - J y K arrojaron cifras estadísticamente significativas con $P = < 0.001$ en todas las interrelaciones y correspondiendo la más alta conducción del calor a la del grupo C.

Figura 139.

3) De la comparación de los valores de las muestras del / grupo D -obturadas con amalgama de plata que llevan entre ésta y la dentina, dos capas de barniz- con los restantes grupos, observamos que, en todas las interrelaciones fue mayor la transmisión térmica en el grupo D, siendo en todos los casos estadísticamente significativas las diferencias con $P = < 0.005$ con el grupo E y de $P = < 0.001$ en la interrelación con los grupos F - G - H - I - J y K.

Figura 139.

4) Los valores obtenidos de las mediciones efectuadas en las muestras del grupo E -que llevan como aislante entre el material de obturación y el tejido dentinario, una capa de cemento de hidróxido de calcio MPC - fueron semejantes a la de los grupos F - G y H sin significación

estadística en la comparación de estos valores. En cambio, la transmisión térmica fue mayor que la registrada en los grupos I - J y K con cifras estadísticamente significativas y con $P \leq 0.001$ en la interrelación / de cualquiera de estos tres grupos.

Figura 139.

5) No existe significación estadística en la comparación de los valores de las muestras del grupo F -obtu-
radas con amalgama de plata que llevan como aislante /
bio-pulpar al cemento de hidróxido de calcio Dycal- /
con los de los grupos G y H. No sucedió lo mismo, cuando se compararon con los valores de los grupos I - J y K, donde las diferencias arrojaron cifras estadística-
mente significativas, con $P \leq 0.001$, en cualquiera /
de los tres grupos, correspondiendo a éstos, el mayor /
tiempo de transmisión del calor aplicado.

Figura 139.

6) Tampoco hay entre los valores de los grupos G -mues-
tras obturadas con amalgama de plata, que llevan como /
aislante bio-pulpar una capa de cemento de fosfato de /
cinc BERA - y H, diferencias estadísticamente signifi-
cativas, que en cambio se hacen manifiestas en la in-

terrelación de dicho grupo G con los valores de los gru-

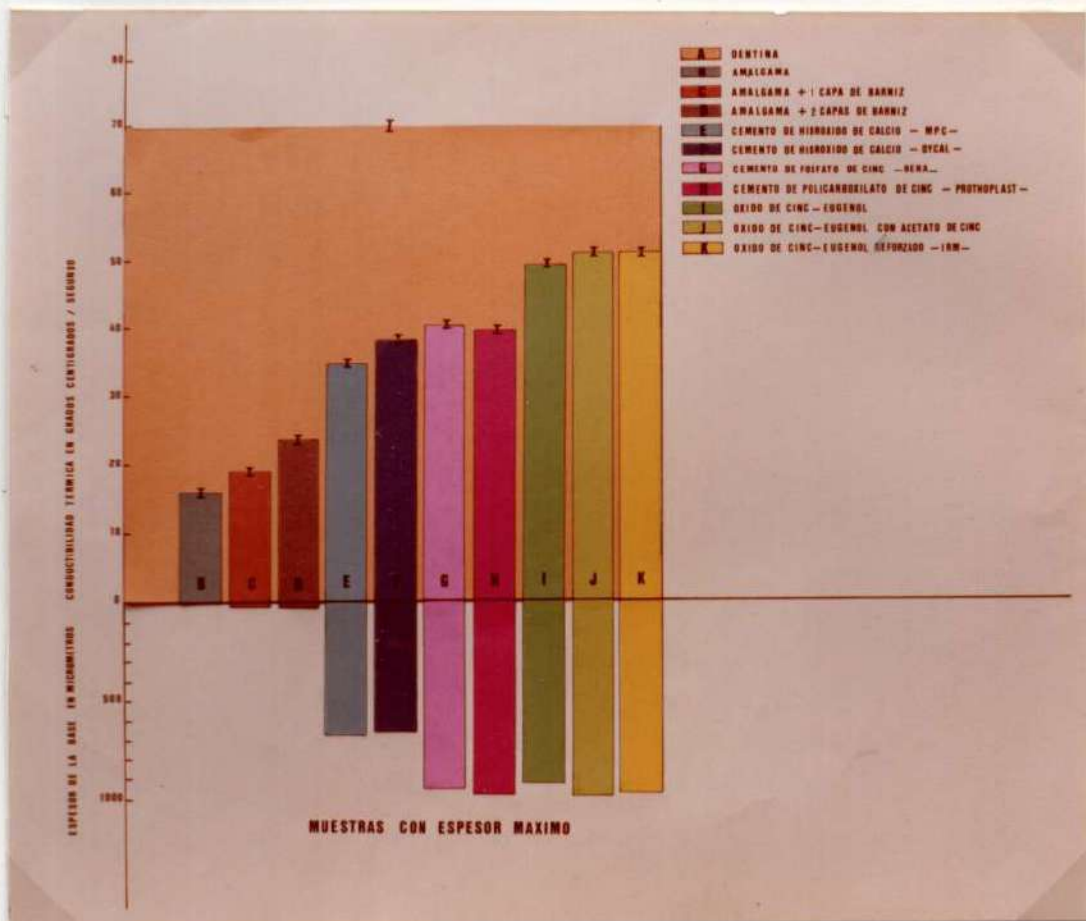


Figura 139. Valores estadísticos de los TM indicados / por las barras verticales y de los ESTM por las líneas verticales cortadas, de los grupos testigos y de los / que corresponden a los materiales investigados, coloca dos en espesores máximos.

pos I - J y K con $P = < 0.001$ en las tres comparaciones siendo la mayor transmisión térmica registrada las correspondientes a las muestras del grupo G. Figura 139.

7) Los valores de las muestras del grupo H -obturadas con amalgama que llevan como aislante al cemento de poliacrilato de zinc PROTHOPLAST- revelaron una alta conducción del calor que la de las muestras de los grupos I - J y K con cifras estadísticamente significativas y con $P = < 0.001$ cualquiera sea la interrelación considerada. Figura 139.

8) Comparando los valores de las muestras del grupo I- que llevan interpuesta entre la amalgama y la dentina una capa de óxido de zinc-eugenol- con los de las muestras del grupo J y K, no existen entre ellos resultados estadísticamente significativos. Figura 139.

9) Tampoco hay significación estadística entre los valores de las muestras del grupo J -que llevan como aislante al cemento de óxido de zinc-eugenol con acetato de / zinc- y las del grupo K -muestras obturadas con amalgama que llevan como aislante al óxido de zinc-eugenol reforzado IRM.-Figura 139.

DISCUSION:

La proximidad de una amalgama o de una incrustación metálica con el órgano pulpar pueden ocasionar / considerables molestias post-operatorias, como resultado de los cambios de temperatura generados por la ingesta / diaria de alimentos y bebidas frías o calientes, a menos que una cantidad adecuada de tejido dentario rema- /

nente o sustancias no metálicas que actúen como aislantes térmicos, se interpongan entre el tejido dentinario y la obturación.

En general, todos los materiales que se emplean como bases, son aislantes térmicos (66) dependiendo de la mayor o menor efectividad del espesor de la misma (67).

Peyton (21) dice que es frecuente encontrar dificultades en determinar experimentalmente valores de transmisión o de conductibilidad térmica de los materiales, razón por la que se dispone de datos no concordantes en el estudio comparativo de los distintos materiales restauradores y de aislamiento bio-pulpar. (64-67-69 102-103-104-107).

Se hace necesario entonces estudiar y analizar la opinión de los distintos autores, vertidas en los trabajos presentados sobre la propiedad de aislación térmica de los diferentes materiales utilizados como protectores bio-pulpaes.

Los barnices cavitarios presentan, a pesar de que son sustancias de baja conductibilidad térmica, escaso aislamiento térmico efectivo debajo de obturaciones metálicas. Voth y colaboradores (54) comparando la difusión térmica a través de amalgamas y bases protectoras, determinaron que los barnices no proveyeron aislación térmica adecuada. Por su parte Phillips (29), Peyton (21) y otros, también expresan su escasa efectividad como aislantes térmicos y concuerdan que es debido al delgado espesor de la película.

Respecto a los cementos de hidróxido de calcio, Mondelli (7) sostiene la eficacia de estos cementos contra estímulos térmicos y eléctricos que actúan sobre las restauraciones metálicas, y que como base protectora van reemplazando a los cementos de fosfato de cinc y de óxido de cinc-eugenol, dado que cumplen con las propiedades físicas requeridas, además de poseer nobles efectos biológicos.

Voth (54) por su parte, comprobó que el cemento de hidróxido de calcio proveyó una aislación térmica comparable a la del cemento de fosfato de cinc, pero algo menos eficiente que el cemento de óxido de cinc-eugenol. Tibbets et al. (68) llegaron a los mismos resultados realizando mediciones tanto in vitro como in vivo.

El cemento de fosfato de cinc tiene una muy baja conductibilidad térmica, alrededor de una a dos centésimas partes de la conductibilidad de las aleaciones metálicas típicas (17). Esta propiedad es la que ha cimentado durante muchos años su uso como medio de cementación de incrustaciones metálicas y como base aislante en cavidades obturadas con amalgama de plata.

El cemento de policarboxilato de cinc es recomendable (27) como base aislante térmica debajo de obturaciones con amalgama, debido a sus benévolas cualidades biológicas, a su baja conductibilidad térmica y a su buena resistencia a las fuerzas compresivas.

Peyton (21) dice que el valor de la conductibilidad térmica de los cementos de óxido de cinc-eugenol es

similar al del esmalte y dentina. Los resultados de numerosos trabajos concuerdan al afirmar que estos cementos proporcionan la mejor aislación térmica, comparados con los valores de otros materiales utilizados para el mismo fin, independientemente del espesor de la película. (21-29-43-54-67-68).

El coeficiente de aislación térmica de los materiales testados depende fundamentalmente del espesor de la película y de las características estructurales del material.

El espesor del remanente dentinario existente entre el material de obturación y el órgano pulpar, obra como el mejor aislante térmico.

Existen marcadas diferencias en la capacidad de aislación térmica de los materiales investigados de acuerdo a su diferente composición química. Así, los barnices proveyeron la aislación térmica más baja, pudiéndose comprobar un aumento en esta propiedad, cuando se aplicaron en dos capas sucesivas.

Los cementos de hidróxido de calcio brindaron efectiva aislación térmica cuando se aplicaron en los tres espesores investigados. Agregado a esto sus excelentes propiedades biológicas hacen de ellos un material muy recomendable como aislante bio-pulpar debajo de obturaciones metálicas.

El cemento de fosfato de cinc, demostró propiedades aislantes semejantes a las evidenciadas por los cementos de hidróxido de calcio, influyendo también en esta propiedad, el espesor de la capa, pero es necesario tener en

cuenta para su indicación, sus comprobados efectos dele
téreos sobre el órgano dentino-pulpar.

Por su parte, el cemento de policarboxilato de cinc señaló similar capacidad de aislación a la del ce-/
mento de fosfato de cinc, y si bien sus propiedades bio-
lógicas son más aceptables, las dificultades técnicas en
su aplicación, limitan su uso.

Los cementos de óxido de cinc-eugenol utiliza-
dos revelaron la mejor capacidad aislante con respecto a
los restantes materiales investigados, variando los valo-
res de conducción térmica proporcionalmente al espesor /
de la capa. Sus propiedades biológicas y física, y su fá-
cil aplicación los hacen muy recomendables como protecto-
res bio-pulpaes de cavidades obturadas con amalgama de
plata.

CONCLUSIONES:

1- La conducción térmica de las muestras que e
valuaron la capacidad aislante de la dentina humana rema-
nente indicó a la misma como el mejor aislante térmico in-
vestigado.

2- La transmisión térmica de las muestras obtu-
radas con amalgama de plata, sin interposición alguna de
aislantes bio-pulpaes, determinó los valores mayores de
conductibilidad del calor.

3- El barniz de copal aplicado en una sola ca-
pa entre la amalgama y la dentina, no arrojó resultados
que permitan considerar esta resina como aislante térmi-
co.

4- El barniz a base de resina de copal aplicado en dos capas sucesivas debajo de obturaciones de amalgama indicó tendencias positivas en su capacidad de aislación térmica.

5- Los cementos de hidróxido de calcio aportaron efectiva aislación térmica, cuando fueron aplicados en los tres espesores de capa investigados. No encontrándose diferencias estadísticamente significativas en la conducción / térmica de los dos cementos de hidróxido de calcio testados.

6- El cemento de fosfato de cinc demostró propiedades de aislación térmica semejantes -sin diferencias estadísticamente significativas- a las evidenciadas por los cementos de hidróxido de calcio, influyendo también en él, el espesor de la película.

7- El cemento de policarboxilato de cinc expresó similar capacidad aislante a la del cemento de fosfato de cinc, variando ésta de acuerdo al espesor de la película, no siendo los resultados estadísticamente significativos.

8- Los cementos de óxido de cinc-eugenol, con acelerador y reforzado, indicaron la mayor capacidad de aislación térmica en cualquiera de los espesores estudiados, con respecto a los demás materiales investigados. El cemento de óxido de cinc-eugenol, no modificó su capacidad aislante con el agregado a la mezcla de acetato de cinc. El óxido de cinc-eugenol reforzado o material de restauración intermedia IRM indicó dentro de este grupo la capacidad de aislación térmica máxima.

9- La capacidad de aislación térmica de los protectores bio-pulpaes es directamente proporcional al es-

pesor de la película, aumentando a medida que progresa el grosor de la capa.

10- La valoración semejante de la capacidad de aislación térmica de los cementos de fosfato y policarboxilato de cinc con la de los cementos de hidróxido de calcio y óxido de cinc-eugenol hace necesario considerar los efectos deletéreos que desde el punto de vista biológico tienen los dos primeros.

11- Los cementos de hidróxido de calcio, los cementos de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc y los materiales de restauración intermedia, reúnen propiedades de aislación térmica, mecánicas y biológicas que los hacen los más recomendables como materiales de aislamiento y protección bio-pulpar, debajo de obturaciones con amalgama de plata.

V. CONCLUSIONES FINALES

De las investigaciones realizadas, de acuerdo con los fines determinantes consignados en el capítulo IV, se determinó que:

1.- El cemento de hidróxido de calcio Dycal, el cemento de fosfato de cinc, el cemento de policarboxilato de cinc, el cemento de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc y el cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado, no experimentaron variaciones en su superficie y en su estructura, cuando sobre ellos actuó, a los 3 minutos de distribuidos en la cavidad, la presión de condensado de la amalgama de plata.

2.- El cemento de hidróxido de calcio MPC no resistió la presión de condensado de la amalgama cuando la misma se efectuó a los 3 minutos de colocada la base; soportando, en cambio, sin modificaciones dicha presión a los 6 minutos de posicionado el material aislante en la cavidad.

3.- El cemento de óxido de cinc-eugenol no soportó en los lapsos de 3 y 6 minutos de instalado, las fuerzas de condensación de la amalgama de plata, porque debido al prolongado tiempo de endurecimiento, la interfase base-material de obturación sufrió alteraciones que determinaron la mixtura de ambos.

4.- Por su resistencia a la presión de condensado a los 3 minutos de distribuidos en una cavidad y por sus propiedades biológicas, se preconiza el empleo de los cementos de hidróxido de calcio Dycal, del cemento de óxi

do de cinc-eugenol con acetato de cinc y del cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado como materiales únicos / de base en cavidades que van a obturarse con amalgama de plata, sin el agregado de cemento de fosfato o de poli-carboxilato de cinc, independientemente de la profundidad de la cavidad.

5.- La conducción del calor en la dentina humana remanente, indicó a la misma, como el mejor aislante térmico; la amalgama de plata, en cambio, determinó los / mayores valores de esa transmisión térmica.

6.- El barniz de copal aplicado en una sola capa entre la amalgama y la dentina, no evidenció propiedades de aislación térmica efectivas, mientras que cuando / se aplicó en dos capas sucesivas, indicó tendencias positivas en su capacidad aislante.

7.- Los cementos de hidróxido de calcio aportaron efectiva aislación térmica cuando fueron aplicados / en los espesores medio más una capa de barniz, y máximos, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas en las conducción térmica de los dos cementos de / hidróxido de calcio investigados.

8.- Los cementos de fosfato y de policarboxilato de cinc demostraron propiedades de aislación térmica semejantes, y similares a las evidenciadas por los cementos de hidróxido de calcio, influyendo también en ellos el espesor de la película.

9.- Los cementos de óxido de cinc-eugenol sin / acelerador, con acetato de cinc y reforzados, indicaron la mayor capacidad de aislación térmica en cualquiera de los espesores estudiados, con respecto a todos los demás

materiales testados. El cemento de óxido de cinc-eugenol no modificó su capacidad de aislación térmica con el agregado del acelerador a la mezcla. El óxido de cinc-eugenol reforzado o material de restauración intermedia, indicó la máxima capacidad de aislación térmica.

10.- La propiedad de aislación térmica de los protectores bio-pulpaes, es directamente proporcional al espesor de la película, aumentando a medida que progresa el grosor de la capa.

11.- La valoración semejante del potencial aislante de los cementos de fosfato y policarboxilato de cinc con respecto a los cementos de hidróxido de calcio y óxido de cinc-eugenol, hace necesario reconsiderar la utilización de los dos primeros como protectores, debido a los comprobados efectos deletéreos, que sobre el complejo dentino-pulpar ejercen.

12.- Los cementos de hidróxido de calcio, los cementos de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc y los materiales de restauración intermedia, reúnen propiedades de aislación térmica, mecánicas y biológicas / que permiten considerarlos como los materiales de elección para el aislamiento y protección bio-pulpar, en elementos dentarios a restaurar con amalgama de plata.-

VI. RESUMEN

A pesar que los materiales restauradores deben cumplir con requisitos físicos, químicos y biológicos, / no se cuenta aún con el material que satisfaga la totali-
dad de los mismos para ser considerado ideal.

La amalgama de plata no escapa a estas reglas, y a despecho de ser uno de los materiales de obturación más inocuo para el elemento dentario, presenta reacciones galvánicas, oscurece la estructura dental y transmite los cambios térmicos del medio bucal al complejo dentino-pulpar con gran intensidad.

De estos factores negativos, surge la necesi-
dad de interponer entre el material restaurador y el tejido dentario subyacente, una o más capas de materiales específicos para evitar o amortiguar dichos agentes.

Un material para base debería poseer cualidades biológicas y físico-mecánicas que le permita llenar las siguientes exigencias:

a- compatibilidad biológica y acción terapéutica sobre / el órgano dentino-pulpar, favoreciendo la recuperación / de la pulpa lesionada.

b- suficiente resistencia mecánica, que le permita cuando sea necesario, resistir las fuerzas de condensación / del material restaurador, además de los complejos esfuer-
zos masticatorios que recibe a través de la obturación.

c- que sea un perfecto aislante de los irritantes químicos, térmicos y eléctricos.

Al no contar aún con el material que satisfaga

la totalidad de estas exigencias, surge la necesidad de combinar distintos tipos de ellos para lograr un correcto aislamiento y protección bio-pulpar. Esto hace que en la clínica se presenten una serie de problemas negativos como son: espesores de las bases, distorsiones y fracturas de las mismas.

Estos inconvenientes no están ausentes cuando se obtura una cavidad con amalgama de plata, y la presencia de ellos, indujo a la realización del presente trabajo / con las siguientes hipótesis determinantes: A- Efecto de la presión de condensado de la amalgama de plata en los protectores bio-pulpaes y B- Valores de transmisión térmica en dientes obturados con amalgama de plata que llevan distintos medios de aislamiento del complejo dentino pulpar, interpuestos en diferentes espesores.

De las investigaciones realizadas, se llegó a las siguientes conclusiones:

A- El cemento de hidróxido de calcio Dycal, el cemento de fosfato de cinc, el cemento de policarboxilato de cinc, el cemento de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc y el cemento de óxido de cinc-eugenol reforzado, no experimentaron variaciones en su superficie y / en su estructura, cuando sobre ellos actuaron a los 3 minutos de distribuidos en la cavidad, la presión de condensado de la amalgama de plata. El cemento de hidróxido de calcio MPC no resistió la presión de condensado de la amalgama cuando la misma se efectuó a los 3 minutos de / colocada la base, soportando, en cambio, sin modificaciones dicha presión, a los 6 minutos de posicionado el material aislante en la cavidad. El cemento de óxido de /

cinc-eugenol no soportó en los lapsos de 3 y 6 minutos de instalado, las fuerzas de condensación de la amalgama de / plata, porque, debido al prolongado tiempo de endurecimiento, la interfase base-material de obturación sufrió alteraciones que determinaron la mixtura de ambos.

B- La conducción del calor en la dentina humana remanente, indicó a la misma como el mejor aislante térmico; la amalgama de plata, en cambio, determinó los mayores valores de esa transmisión térmica. El barniz de copal aplicado en una sola capa entre la amalgama y la dentina, / no evidenció propiedades de aislación térmica efectivas, mientras que cuando se aplicó en dos capas sucesivas, indicó tendencias positivas en su potencial de aislación de la temperatura. Los cementos de hidróxido de calcio aportaron efectiva aislación térmica cuando fueron aplicados en los espesores medio más una capa de barniz, y máximos, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas en la conducción térmica de los dos cementos de hidróxido de calcio investigados. Los cementos de fosfato / y policarboxilato de cinc demostraron propiedades de aislación térmica semejantes, y similares a las evidenciadas por los cementos de hidróxido de calcio, influyendo / también en ellos el espesor de la película. Los cementos de óxido de cinc-eugenol, sin acelerador, con acetato de / cinc y reforzados indicaron la mayor capacidad de aislación térmica en cualquiera de los espesores estudiados, con respecto a todos los demás materiales testados. El cemento de óxido de cinc-eugenol no modificó su capacidad / de aislación con el agregado del acelerador a la mezcla. El óxido de cinc-eugenol reforzado o material de restaura

ción intermedia, indicó la capacidad de aislación térmica máxima. Esta capacidad de los protectores bio-pulpa-res es directamente proporcional al espesor de la película, aumentando a medida que progresa el espesor de la capa. La valoración semejante de la capacidad de aislación térmica de los cementos de fosfato y de policarboxilato / de cinc con respecto a los cementos de hidróxido de calcio y de óxido de cinc-eugenol, hace necesario reconsiderar la utilización de los dos primeros como protectores, por los comprobados efectos deletéreos que ejercen sobre el complejo dentino pulpar.

Los cementos de hidróxido de calcio, los cementos de óxido de cinc-eugenol con acetato de cinc y los / materiales de restauración intermedia, reúnen propiedades de aislación térmica, de resistencia a la presión de condensado de la amalgama de plata y biológicas, que permiten considerarlos como los materiales de elección para aislamiento y protección bio-pulpar, en elementos dentarios a restaurar con amalgama de plata.-

B I B L I O G R A F I A

- 1: Nuñez de Uribe Echevarría, N. - Adaptación de distintas técnicas endodónticas a los conductos radiculares. Tesis Doctoral, Fac. Odont., Córdoba, 1978.
- 2: Massler, M. - Consideraciones biológicas en la Selección y Aplicación de los Materiales Restauradores. / Odont. Clín. Norte Amer., 25: 177-198, 1969.
- 3: Massler, M.- Protección y conservación de la pulpa. / Rev. Fed. Odont. Colombiana, 8: 58-72, 1958.
- 4: Swerdlow, H. - Response of the human dental pulp to / amalgam restoration. Oral Surg., 15: 499-508, 1962.
- 5: Uribe Echevarría, J. - Clases magistrales de Técnica de Operatoria Dental. Fac. Odont., Universidad Nacional de Córdoba, 1978. Copias tomadas de cintas grabadas.
- 6: Silwekweit, M. (et al). - Effects of filling Materials on the Pulp of the rat incisor. J. Dent. Res., 34: / 854, 1975.
- 7: Mondelli, J. (et al). - Dentística Operatoria. São / Paulo, Sarvier, 67-88, 1979.
- 8: Campra, J. - Factores que fundamentan la protección / de la pulpa. Rev. Fac. Odontol. (Rosario), 1: 93-95, 1971.
- 9: Phillips, R. W. - La ciencia de los materiales dentales. México, Interamericana, 292-295, 396-421, 1976.
- 10: Prerswerk, G.; Landete, B.; Rozabal, F. - Atlas y Tratado de Odontología Conservadora, Madrid, Compañía / Dental Española, 181-188, 1916.

- 11: Seltzer, S. y Bender, I. - La pulpa dental. Consideraciones biológicas en los procedimientos operatorios, Buenos Aires, Mundi, 1970.
- 12: Gendelman, H. (y otros). - Guía de Trabajos Prácticos de Anatomía y Fisiología Patológica. Córdoba, / Universidad Nacional, Facultad de Odontología. 1976.
- 13: Cuello, J. - Cavidades de clase II sin apertura oclusal, Tesis Doctoral, Fac. Odont., Córdoba, 1978.
- 14: Alcayaga, O.; Olazabal, A. - Patología, Anatomía y Fisiología patológica bucodental, 4° edición, Buenos Aires, El Ateneo, 1960.
- 15: Kuttler, Y. - Endodoncia práctica. México, A.L.P.H.A. 1961.
- 16: Turrell, J. C.; Costa, B. J. - Estudio de la dentina de compensación; observaciones en la patología del / esmalte y la dentina, Odontología Uruguaya, 8: 411 - 435, 1954.
- 17: Parula, N. - Clínica de Operatoria Dental. Buenos Aires, ODA, 4° edición, 1975.
- 18: Fuentes, A. - Aporte al conocimiento de la dentina. / Rev. Asoc. Odontol. Argent., 3: 171-188, 1967.
- 19: Massler, M. - Protección y conservación de la pulpa. Rev. Fed. Odontol. Colombiana, 8: 58-72, 1958.
- 20: Brannström, M. & Nyborg, H. - Comparison of pulpal / effect of two liners. Acta odontol. Scand., 27: 441-443, 1969.

- 21: Peyton, F.; Craig, R. - Materiales dentales restauradores. Buenos Aires, Mundi, 50-51, 398-428, 1974.
- 22: Lisanti, V. F.; Zander, H. A. - Thermal injury to / normal dog teeth: in vivo measurements of pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. J. Dent. Res., 31: 548-559, 1952.
- 23: Swartz, M. L. (et al). - In vivo studies on the penetration of dentin by constituents of silicate cement. J. Amer. dent Assoc., 76: 573-578, 1968.
- 24: Ryge, G. - Amalgama Dental. Odontol. Clín. Norte A mér, 25: 245-261, 1969.
- 25: Swartz, M. - Cementos Dentales y Resinas para Restauraciones. Odontol. Clín. Norte Amér., 25: 225- / 244, 1969.
- 26: Gilmore, H. W.; Lund, R. M. - Odontología Operatoria. México, Interamericana, 1976.
- 27: Lossio, J. J. D' A. - Considerações sobre irritantes pulpares e materiais de forramento. Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent., 26: 67-76, 1972.
- 28: Charbeneau, G. (et al). - Principios e Prática de Den tística Operatoria. Guanabara, Koogan S. A., 1975.
- 29: Phillips, R. W.- La ciencia de los materiales dentales. México, Interamericana, 7° edición, 1976.
- 30: Sotillo Gomes, M. - Bases cavitarias. Centro Nacional de Materiales Dentales, 8: 4-32, 1978.
- 31: Actas del Segundo Seminario de la Sociedad Argentina/ de Endodoncia. 15-18 de agosto de 1974.

- 32: Paffenbarger, G. C. - Review of Dental Materials Given at the 11th meeting of A.A.A.S. as reported in Dental Times, February, 1960.
- 33: Massler, M.; Barber, T.K. - Action of amalgam on dentin. J. Am. Dent. Assoc., 47: 415-422, 1953.
- 34: Schriever, W.; Diamond, L. E. - Electromotive force and Electric currents caused by metallic dental fillings. J. Dent. Res., 31: 205, 1952.
- 35: Mumford, J. M. - Electrolytic action in the mouth and its relation to pain. J. Dent. Res., 36: 632-640, / 1957.
- 36: Van Fraunhofer, J. A.; Staheli, P. D. - Gold amalgam galvanic cells. Br. Dent. J., 132: 357-362, 1972.
- 37: Schoonover, I. C.; Souder, W. - Corrosion of dental alloys. J. Am. Dent. Assoc., 28: 1278, 1941.
- 38: Muench, A. - Calor específico de materiais dentários restauradores, esmalte e dentina. Rev. Fac. Odont. (S. Paulo), 11: 29-36, 1973.
- 39: Gängler, P. - Das Verhalten der blutcirculation der pulpa auf thermische reize. Zahn, Mund-Und Kieferheilkunde, 64: 480-486, 1976.
- 40: Russo, M.; Komatsu, J. - Aspectos biológicos da dentística. Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent., 30, set - oct., 1976.
- 41: Mjör, I. A. (et al). - The effect of calcium hydroxide and amalgam on non-carious, vital dentine. Arch. / Oral Biol., 3: 283-291, 1961.

- 42: Phillips, R. W. - Barnices y Bases Cavitarias. Odon
tol. Clínc. Norte Am., 25: 213-224, 1969.
- 43: Craig, R. G.; Peyton, F. A. - Thermal conductivity
of tooth structure, dental cements, and amalgam. J.
Dent. Res., 40: 411-418, 1961.
- 44: Finn, S. B. - Odontología Pedíatrica. México, Inter-
americana, 7° edición, 1976.
- 45: Fonterrada Vieira, D. - Bases para a aplicação racio
nal dos materiais odontológicos. São Paulo, Atheneu
Ed. de Universidade de São Paulo, 1976.
- 46: Komatsu, J. (et al). - Resposta pulpar ao cimento de
fosfato de zinco com ov sem aplicação previa do var-
niz copalite. Rev. Fac. Odontol. (Aracatuba), 2: 55-
63, 1973.
- 47: Fernandez, J. C. - Operatoria Dental y materiales den
tales. Rev. Asoc. Odontol. Argent., 59: 27-29, 1971.
- 48: Going, R. E. - Status report on cement bases, cavity
liners, varnishes, primers and cleanser. J. Am. Dent
Assoc., 85: 654-680, 1972.
- 49: Larson, G. H. (et al). - Efectos sobre las microfisu
ras del mezclado de bases intermedias y barniz cavi
tario. Apert. Dent., 4: 51-55, 1979.
- 50: Muñiz, M.; Muñiz, B. de.- Eficacia de los barnices /
cavitarios. Rev. Asoc. Odontol. Argent., 52: 226-230,
1964.
- 51: Barbes, D. (et al). - Penetration of isotopes through
Liners and bases under silicate cement restorations.
J. Dent. Assoc., 65: 786, 1962.

- 52: Gastao, D. - Eficiência da proteção pulpar com verniz cavitario, identificada por corantes. Rev. Gaúcha Odontol., 25: 83-88, 1977.
- 53: Dachi, S. F.; Stigers, R. W. - Reduction of pulp inflammation and thermal sensitivity in amalgam-restored teeth treated with copal varnish. J. Am. Dent. Assoc., 74: 1281-1285, 1967.
- 54: Voth, E. D.; Phillips, R. W.; Swartz, M. L. - Thermal diffusion through amalgam and various liners. J. Dent Res., 45: 1184-1190, 1966.
- 55: Edwards, D. J. - The response of the human dental pulp the use of a cavity varnish beneath amalgam fillings. Br Dent J., 145: 39-43, 1978.
- 56: Craig, R. G.; O'Brien, N. J.; Powers, J. M. - Materiales Dentales; Propiedades y Manipulación. Buenos Aires, Mundi, 1978, pág. 100-112.
- 57: Sotillo Gomes, M. - Cementos ácidos y protectores pulpare. Acta Odontol. Venezolana, 8: 155-167, 1970.
- 58: Freitas, A. de; Rothaschilo, Z.; Barbosa, R. - Quantitative study of the penetration of phosphoric acid / from zinc phosphate cement into pulp protecting material containing calcium hydroxide. Estomatol. e cultura. (Bauru), 9: 221-228, 1975.
- 59: Mjör, I. A. - The effect of calcium hydroxide, zinc oxide-eugenol and amalgam on the pulp. Odont. T., 71: 94-105, 1963.

- 60: Möller, B. - Reaction of the human dental pulp to silver amalgam restorations. *Acta Odont. Scand.*, 33: 233-238, 1975.
- 61: Möller, B. & Granath, E. - Reaction of the human dental pulp to silver amalgam restorations. The effect of insertion of amalgam of high plasticity in deep / cavities. *Acta Odont. Scand.*, 31: 187-192, 1973.
- 62: Mohammod, Y. R. (et al.) - Filling base materials and the unexposed and exposed tooth pulp. *J. Prosth Dent.*, 11: 503-513, 1961.
- 63: Tronstad, L. & Mjör, I. A. - Pulp reactions to calcium hydroxide - containing materials. *Oral Surg.*, 33: 961-965, 1972.
- 64: Fichman, D. M.; Curti, J. A.; Pagani, C. - Resistência do hidróxido de calcio, óxido de zinco-eugenol e cimento de poliacarboxilato a condensação do amalgama. *Ars Cvrandi Odontol.*, 22-29, junho 1972.
- 65: Chong, W. F.; Swartz, M. L.; Phillips, R. W. - Displacement of cement bases by amalgam condensation. *J. Am. Dent. Assoc.*, 74: 97-102, 1967.
- 66: Massler, M. - Effects of filling material on the pulp. *J. Dent Res.*, 26: 183-198, 1956.
- 67: Braden, M. - Conducción de calor en dientes y el efecto de los materiales protectores. *J. Dent. Res.*, 43: 315-322, 1961.
- 68: Tibbetts, V. R. (et al) - Thermal diffusion thorough / amalgam an cement bases: comparison of in vitro and / in vivo measurements. *J. Dent. Res.*, 55: 441-451, 1976.

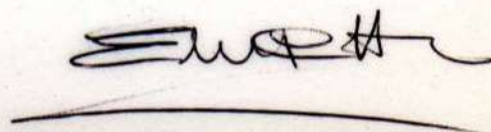
- 69: Guía de Materiales Dentales. Universidad Central de Venezuela. Facultad de Odontología, 6: 63-66, 1970-1971.
- 70: Ardiles, J. H.; Estrugo, V.; Erausquin, J. - Reacción pulpar experimental a cavidades dentarias obturadas / con cemento de fosfato de cinc. Rev. Asoc. Odontol. / Argent., 64: 5-10, 1976.
- 71: Wilson, A. D.; Kent, B. E.; Lewis, B. C. - Zin phosphate cements. Chemical study of in vitro durability. J. Dent. Res., 49: 1049 - 1054, 1970.
- 72: Smith, O. C. - New dental cement. Br. Dent. J., 125: 381-384, 1978.
- 73: Smith, D. Cementos Dentales. Dental Clínc. Norte Am. 15: 3-31, 1971.
- 74: Phillips, R.; Swartz, M.; Rhodes, B.: An evaluation of a carboxylate adhesive cement. J. Am. Dent. Assoc. 81: 1353-1359, 1970.
- 75: Safer, D. S.; Avery, J. K.; Cox, C. F. - Evaluación histopatológica de los efectos de nuevos cementos de policarboxilatos en la pulpa de monos. Oral Surg., 33: 966-975, 1972.
- 76: Molnar, E. J. - Cleves, oil of cloves and eugenol, / their medicodental history. D. Items Int. 64: 521-528, 1942.
- 77: Plante, M. S. - Cementos de óxido de zinc eugenol reforzados con poli (metacrilato de metilo). Tesis doctoral. Buenos Aires, Facultad de Odontología, 1973.

- 78: Miller, R. (et al). - Análisis y Purificación del eugenol. J. Dent. Res., 58: 1394-1400, 1979.
- 79: Soneira, A. - Cementos de óxido de cinc-eugenol. Arch. Cát. Téc. Op. Dent., 11: 135-144, 1949.
- 80: Mosteller, J. H. (et al) - And evaluation of intermedia te base material. J. Am. Dent. Assoc., 43: 571-577, 1951.
- 81: Rodrigues, H.; Spangberg, L.; Langeland, K. - Biologic effects of dental materials a effect of cinc-oxide eugenol cements on ha la cells "in vitro". Estomat. & / Cult., 9: 191-194, 1975.
- 82: Myers, G. E. - Reporte de la situación sobre cementos de óxido de zinc-eugenol convencionales y modificados. Acta Odontol. Venezolana, 8: 263-268, 1970.
- 83: Hoppenstad, D. C.; Mc Connell, D. - Mechanical failure of amalgam restorations with zinc phosphate and oxide/eugenol cement bases. J. Dent. Res., 39: 899-905, 1960.
- 84: Lossio, J. J. D'A. - Resistência de algunos cimentos / de óxide de zinc e eugenol de fabricação brasileira e condensação de amalgama. Rev. Ass. Paul. Círg. Dent, / 25: 195-203, 1971.
- 85: Muñiz, M.; Maddalena, H. - Resistencia mecánica del / óxido de cinc-eugenol como base cavitaria. Rev. As. / Odontol. Argent., 56: 341-345, 1968.
- 86: Sotillo Gomes, M. - Cementos de óxido de zinc-eugenol como materiales de restauración intermedia. Acta Odon tol. Venezolana, 10: 236-249, 1972.

- 87: Wilson, A.; Clinton, D.; Miller, R. - Cementos de óxi-
do de cinc-eugenol: microestructura e hidrólisis. J./
Dent. Res. 52: 253-260, 1973
- 88: Phillips, R. W.; Love, D. R. - The effect of certain
aditives agents on the physical propierties of cinc /
oxide-eugenol mixtures. J. Dent. Res., 40: 294, 1966.
- 89: Gilson, T. D.; Myers, G. E. - Clinical estudies of den-
tal cements: II further investigation. J. Dent. Res.,
48: 366-367, 1969.
- 90: Silvey, R.; Myers, G. - Clinical study of dental cements.
Study of zinc phosphate, EBA, reinforced zinc oxide eu-
genol and polyacrilic. Acid cements as luting agents in
fixed protheses. J. Dent. Res., 56: 1215-1218, 1977.
- 91: Jendresen, M. D. (et al). - A comparative study of four
zinc-oxide-eugenol formulations as restorative materials.
Part 1; J. Prosth Dent, 21: 176-183, 1969.
- 92: Jendresen, M. D. (et al). - A comparative study of four
zinc-oxide-eugenol formulations as restorative materials.
Part 11; J. Prosth Dent, 21: 300-309, 1969.
- 93: Civjan, S.; Brauer, G. M. - Clinical behavior of-o- /
etoxybenzoic acid-eugenol-zinc, oxide cements. J. Dent
Res., 44: 80-83, 1965.
- 94: Civjan, S.; Brauer, G. M. - Physical prlpertiers of /
cements based on zinc-oxide, hydrogenated rosin, o-ethoxy
benzoic acid-eugenol. J. Dent. Res., 43: 281-299, 1964.
- 95: Braden, M. - Dielectric properties of zinc-oxide eugenol
typ cements. J. Dent Res., 53: 1263-1267, 1974.

- 96: Naya Serantes, M.L. - Barnices cavitarios en Clínica de Operatoria Dental. Tesis de Doctorado. Rev. Fac. Odontol. Buenos Aires, 1: 321-322, 1970.
- 97: Parula, N. - Bases y barnices cavitarios. Rev. Asoc. Odontol. Argent.; 54: 203-209, 1964.
- 98: Farah, J. W.; Hood, J. A.; Craig, R. G. - Effects of cement bases on the stress in amalg. restorations. J. Dent Res., 54: 10-15, 1975.
- 99: Fonterrada Vieira, D.; Mondelli, J. - Fracture strength of class I and II amalgam restorations condensed on different cement bases. Estomatología e Cultura, 5: 28-42, 1971.
- 100: Fonterrada Vieira, D; Mondelli, J. - Fracture strength of class II amalgam restorations condensed over protective bases. J. Prosthet Dent., 30: 166-171, 1973.
- 101: Takahashi, N.; Kitagami, T.; Komori, T.- Evaluation of thermal change in pulp chamber. J. Dent Res., 56: 1480, 1977.
- 102: Lisanti, V. F.; Zander, H. A. - Thermal conductivity of dentin. J. Dent Res., 29: 493-497, 1950.
- 103: Phillips, R. W. (et al) - Thermal conductivity of dental cement. J. Dent Res., 33: 511-518, 1954.
- 104: Kalayamides, T. - Mediciones de conductibilidad térmica de materiales. J. Dent Res., 50: 72-73, 1971.
- 105: Phillips, R. W.; Johnson, R. J.; Phillips, L. J. - An improved method for measuring the coefficient of thermal conductivity of dental cement. J. Am. Dent. Assoc. 53: 577-583, 1956.

- ✓ 106: Soyenkoff, B.C.; Okun, J. H. - Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. J. Amer. Dent Assoc., 57: 23-30, 1958.
- 107: Safei, D. S (et al.).- Evaluación histopatológica de los efectos de los nuevos cementos policarboxilatos en la pulpa de monos. Oral Surg., 33: 966-975, 1972.

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'E. S. Safei', with a horizontal line underneath it.