

UNIVERSIDAD DE GRANADA.

FACULTAD DE MEDICINA.

ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LA RECUPERACION DE LA RESISTENCIA DEL DIENTE CAVITADO, AL OBTURARLO CON DIVERSOS MATERIALES.

INMACULADA PÉREZ GUTIÉRREZ
1.988.-

UNIVERSIDAD DE GRANADA

ACTA DEL GRADO DE DOCTOR EN MEDICINA

so de 19 87 a 19 88

Folio 29^o

Número 59

Reunido en el día de la fecha el Tribunal nombrado para el Grado de Doctor de D. Inmaculada Pérez Gutiérrez, el aspirante leyó un discurso sobre el siguiente tema, que libremente había elegido: Estudio comparativo sobre la recuperación de la resistencia del diente cavitado al obturarlo con diversos materiales

Terminada la lectura y contestadas la objeciones formuladas por los Jueces del Tribunal, este calificó de Apto "cum laude"

Granada 9 de Julio de 19 87

EL PRESIDENTE.

El Secretario del Tribunal.

Manuel Navarro

Fdo.: Alejandro Abellán Salas

EL VOCAL.

EL VOCAL.

EL VOCAL.

Carlos Canal de Sahli

Fdo.: Joaquín Traveré Gómez

Fdo.: José Antonio López Gallo

FIRMA DEL GRADUADO COMPULSADO Y CONFORME CON ABONO DE LOS DERECHOS CORRESPONDIENTES.
Granada, a 9 de Julio de 19 87
Funcionario,



UNIVERSIDAD DE GRANADA.

FACULTAD DE MEDICINA.

Estudio comparativo sobre la recuperación de la
resistencia del diente cavitado, al obturarlo con
diversos materiales.

Tesis presentada para aspirar al grado de Doctor
por:

Inmaculada Pérez Gutierrez.

Licenciada en Medicina y Cirugía.

Licenciada Médico Estomatólogo.

Granada a Mayo de 1988.-



UNIVERSIDAD DE GRANADA

ESCUELA DE ESTOMATOLOGIA

CATEDRA DE ODONTOLOGIA CON SU CLINICA

Prof. J. M. NAVAJAS

PROFESOR TITULAR

JOSE MANUEL NAVAJAS RODRIGUEZ DE MONDELO, PROFESOR TITULAR DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA.

C E R T I F I C O : Que la Tesis Doctoral realizada por D^a IN MACULADA PEREZ GUTIERREZ, titulada "Estudio comparativo sobre la recuperación de la resistencia del diente cavitado, al obturarlo con diversos materiales", ha sido realizada bajo mi dirección y a mi juicio reúne los requisitos necesarios para optar con ella al Grado de Doctor.

Y para que así conste donde proceda y a los efectos oportunos firmo la presente en Granada a nueve de mayo de 1988.

Fdo: José Manuel Navajas Rodríguez de Mondelo

AGRADECIMIENTOS:

Al Profesor Dr. Don José Manuel Navajas Rodríguez de Mondelo. Profesor Titular de Odontología con su clínica de la Escuela de Estomatología de Granada.

Director de esta Tesis Doctoral.

Por su inapreciable ayuda, permanente estímulo y ejemplo.

A Dña. Victoria Mateos Granados, por su valiosa colaboración en la iconografía de esta Tesis Doctoral.

A mis compañeros por su apoyo y cariño.

Mi más profundo agradecimiento.

DEDICATORIA:

A mi madre.

ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LA
RECUPERACIÓN DE LA RESISTENCIA DEL DIENTE
CAVITADO, AL OBTURARLO CON DIVERSOS
MATERIALES.

ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LA RECUPERACIÓN DE LA RESISTENCIA DEL DIENTE CAVITADO, AL OBTURARLO CON DIVERSOS MATERIALES.

CONTENIDOS GENERALES:

PARTE 1ª. - El tema.

- I.- Justificación del tema elegido.
Hipotesis de trabajo.
- II.- Objetivos.

PARTE 2ª. - Repaso esquemático de los conocimientos.

- I.- Recuerdo embriológico e histológico de las estructuras del diente.
- II.- Influencia de la patología en la pérdida morfológica del diente: Caries dental.
- III.- Recuerdo histórico y evolutivo de la operatoria dental.
- IV.- Importancia de la recuperación morfológica del diente: Oclusion.
- V.- Materiales de obturación.

PARTE 3ª. - Desarrollo y estudio de la hipótesis.

I. - Material.

I-1. - Dientes empleados.

I-2. - Grupos utilizados.

I-3. - Máquina de ensayo.

I-4. - Material para el diseño cavitario.

I-5. - Material para la obturación cavitaria.

II. - Método.

II-1. - Grupos dentarios.

II-2. - Método de preparación cavitaria.

II-3. - Método de obturación cavitaria.

II-4. - Método de estudio de la resistencia.

II-5. - Método estadístico.

III. - Resultados.

IV. - Discusion.

IV-1. - Consideraciones sobre la técnica empleada.

IV-2. - Consideraciones sobre los resultados.

PARTE 4ª. - Conclusiones.

PARTE 5ª. - Bibliografía.

PARTE 1ª .- EL TEMA:

I).- JUSTIFICACIÓN DEL TEMA ELEGIDO.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

II).- OBJETIVOS.

PARTE 1ª .- EL TEMA

1.- JUSTIFICACIÓN DEL TEMA ELEGIDO.

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

La disminución o pérdida de tejido dentario por caries, abrasiones, erosiones u otras patologías, trae consigo una destrucción de la morfología dentaria y por lo tanto de la función de las piezas afectadas. Como este tejido dentario perdido no va a ser capaz de regenerarse o recuperarse biológicamente "ad integrum", hemos de tratar, por diversos métodos, de eliminar la patología y recuperar de forma artificial con nuestros materiales de obturación, una morfología adecuada y una función aceptable.

En el camino de la historia odontológica se ha intentado poner remedio a estos problemas, preconizando diferentes diseños cavitarios que dieran resistencia a las estructuras remanentes dentarias, así como resistencia y retención al material empleado para reconstruirlos, debido a que estos carecían de la posibilidad de adherirse de forma químico-física a los tejidos dentarios. La evolución de los materiales de restauración ha permitido que contemos hoy día en nuestra práctica clínica, con una serie de productos que sí pueden unirse químico-físicamente a las sustancias dentarias.

Esto ha revolucionado el antiguo concepto de preparación cavitaria (BLACK) para adaptar los diseños cavitarios a estos nuevos materiales (LUTZ).

Debido a esta íntima unión entre el material y el diente, las estructuras dentarias que quedaban debilitadas por los procesos patológicos antes mencionados, podrían conservarse y fortalecerse utilizando estas sustancias. Pudiéndose mantener, por ejemplo, esmalte socavado en una preparación cavitaria, hecho impensable hace tan sólo unos años.

No obstante, las cavidades con diseños clásicos también quedarían fortalecidas, al crearse una unión estructural íntima, con una perfecta transmisión de fuerzas entre material y diente sano, recuperándose de esta manera en gran medida la resistencia perdida.

Debido a que el avance de estos materiales ha sido muy rápido y las preparaciones cavitarias para adaptarnos a ellos se realizan de forma arbitraria, unos siguiendo principios ya establecidos y otros siguiendo hipótesis de trabajo y diseños de nuevas cavidades, nos propusimos estudiar la capacidad de recuperación de la resistencia de los dientes obturados con diversos materiales. Por un lado siguiendo pautas de diseño clásico y por otro modificándolas para los materiales de adhesión.

Otro factor importante en la elección del tema fue la creciente demanda por los pacientes de una estética aceptable, aun en dientes posteriores. Exigencia que puede

ser tratada de manera bastante satisfactoria con estos nuevos materiales y técnicas de unión.

El progreso en el nivel socio-económico y cultural de nuestros pacientes hace que éstos nos reclamen, cada vez más, el uso de una odontología conservadora, solicitando la reconstrucción de dientes con grandes destrucciones, en los que el uso de estos materiales podría estar indicado, con el único fin de ahorrar tejidos sanos.

También la elección de este tema fue para nosotros un reto, ante el sinnúmero de investigaciones que sobre estos materiales se publican, desde posiciones ardientemente encontradas, entre personas de gran prestigio profesional a nivel mundial.

Todo esto, unido a su creciente manejo en la práctica general, a pesar de necesitar una técnica tediosa y engorrosa y al margen de otros defectos aún no superados por estas reconstrucciones directas (desgaste, filtración marginal); nos alientó a valorar una de sus propiedades más atractivas como es la recuperación de resistencia del diente cavitado al ser obturado con ellos.

Considerando lo anteriormente expuesto nuestra hipótesis de trabajo es la siguiente:

"La propiedad adhesiva de ciertos materiales restauradores a los tejidos dentarios, ha de posibilitar la recuperación de la resistencia del diente cavitado y restaurado con ellos"

PARTE 1ª.- EL TEMA.

II.- OBJETIVOS.

Son objetivos del trabajo que ha continuación desarrollamos, los siguientes:

19

Estudiar en qué medida la cavitación terapéutica de nuestros dientes, disminuye la resistencia a la compresión de las piezas dentarias.

29

Estudiar en qué medida recuperamos la resistencia al obsturarlas.

39

Estudiar si los sistemas de obturación adhesivos recuperan la resistencia de las estructuras dentarias cavitadas.

49

Obtener de los resultados de este estudio conclusiones que ayuden al practico general.

PARTE 2ª

REPASO ESQUEMATICO DE LOS CONOCIMIENTOS.

Parte 2ª.- REPASO ESQUEMATICO DE LOS CONOCIMIENTOS.

I.- RECUERDO EMBRIOLÓGICO E HISTOLÓGICO DE LAS ESTRUCTURAS DEL DIENTE.

- Esmalte.

- Dentina.

- Cemento.

- Pulpa.

- Hueso Alveolar.

- Ligamento Periodontal.

RECUERDO EMBRIOLÓGICO.

Para introducirnos en el objeto base de nuestro estudio, "el órgano dentario", y comprender su patología y función, hemos de realizar un breve recuerdo, tanto de su origen embriológico como histológico, para comprender sus propiedades físico-químicas, mecánicas y su función.

En la sexta semana de la vida fetal aparece un engrosamiento de las células ectodérmicas de la capa basal del estomodeo anterior, este continúa su actividad mitótica y va creciendo (invaginándose) dentro del mesénquima adyacente. Aproximadamente en una semana se han formado dos bandas anchas y sólidas de epitelio, dentro del mesénquima, las *laminas dentales* (Fig. 1-1), formando dos arcos; uno se localiza en el Maxilar Superior y el otro en el Inferior. Por debajo de la lamina dentaria, las células mesenquimatosas se disponen densamente y con núcleos redondeados u ovoides.

Paralelamente al desarrollo de la lamina dental y situada cerca de ella, pero más externamente hacia la superficie de la cara, se desarrolla la *lamina vestibular*, encargada de liberar mejillas y labios de la masa de tejido del estomodeo. (Fig. 1-2)

Poco tiempo después de la formación de las láminas dentales, se forman 10 primordios dentales, yemas epiteliales o botones dentales, en cada arco. Son excrecencias de los extremos de las láminas y contribuyen a la formación de los 20 dientes deciduos de ambos maxilares.

En la octava semana se han formado todos los primordios de ambas láminas. Las células basales de las yemas dentarias, que más tarde darán lugar a las capas externa e interna del epitelio dentario, son una continuación de las células basales del epitelio oral. Las células centrales se originan a partir de las capas periféricas del mismo. Las células periféricas son cilindros bajos y las internas, células poligonales muy apretadas con pequeños espacios intercelulares. En este estadio de *yema epitelial o fase bulbosa*, existe una gran actividad mitótica, tanto en las células epiteliales, como en el mesenquima adyacente. (Fig. 2-A)

Cuando el embrión ya mide 35 mm, el mesenquima de la parte inferior del primordio se incluye profundamente en el germen dental, formando un centro cónico llamado papila dental. Las fuerzas de crecimiento transforman al botón en un cuerpo con aspecto de *casquete o fase capsular*. Al final de este período, cuando el embrión mide 60 mm, se distinguen una capa interna y otra externa en el epitelio dentario. La capa interna está constituida por una cubierta de células

cilíndricas bajas que revisten a la papila y la capa externa está formada por células cuboides (Fig. 2-B). También se diferencian ya, en el centro, muchas células polimorfas y varias capas de células poligonales, que quedan por encima de las células de revestimiento de la papila dental.

Histoquímicamente, se aprecia, en los componentes epiteliales del germen dentario, un incremento de la actividad de la fosfatasa alcalina y aparecen pequeñas cantidades de mucopolisacáridos ácidos en la sustancia intercelular de las áreas centrales del epitelio dentario. En la porción interna del epitelio, va incrementándose el contenido de RNA y la actividad de las enzimas hidrolíticas y oxidativas. A su vez, estas células se van alargando. (1)

Cuando el feto mide 70 mm, el órgano dentario comienza su etapa de desarrollo, llamada de campana. (Fig. 2-C). Al continuar la actividad mitótica de las células de este órgano, el casquete se agranda hasta formar un órgano del esmalte con forma de campana, que consta de cuatro capas:

La capa simple de células, adyacentes a la papila dental, se llama *capa de células internas del esmalte* (preameloblastos), situada en contacto con el mesénquima, del cual está separado por una *membrana basal*. Está

constituida por una sola capa de células cilíndricas, adosadas regularmente en forma de empalizada de unas 5 μ de espesor y unas 30 μ de largo, que por diferenciación se vuelven progresivamente más largas, llegando a 80 μ . Estas células diferenciadas, formadoras de esmalte, se llaman *ameloblastos*.

Las células que quedan por encima de las anteriores forman la capa conocida como *estrato intermedio*. Las células polimorfas, estrelladas, fusiformes y otras más que forman la masa o centro del órgano del esmalte, constituyen el *retículo estrellado*. La superficie externa está cubierta por las *células externas* del órgano del esmalte. El extremo más profundo del órgano del esmalte se llama *asa cervical* y está constituido por sólo dos capas de células: células internas y células externas del esmalte. Las células externas del esmalte son cuboides al principio de la etapa de campana, mas tarde se vuelven aplanadas. La transición se dirige siempre de la cresta al área del asa cervical, esto rige también en las otras capas del órgano del esmalte.

Cuando las células madre del retículo estrellado cambian de forma, los espacios intercelulares están muy agrandados y llenos de una sustancia mucóide que aparta las células más y más, de modo que el contacto entre procesos alargados de células vecinas, se mantiene, sólo, mediante desmosomas.

Las células del estrato intermedio tienen varias capas de grosor, de formas variables, desde redondas hasta planas. Los espacios intercelulares son pequeños y están llenos de microvellosidades.

Las células internas de la cresta del órgano del esmalte son las primeras que se diferencian, seguidas de las laterales y de las células del asa cervical. Por lo tanto, las primeras células que producen esmalte son las de la cresta y las últimas están cerca del asa cervical.

FORMACIÓN DE ESMALTE. Cuando llegamos a la etapa de desarrollo aposicional o periodo de producción de esmalte, se observan en el órgano del esmalte varios cambios preparativos. Las células externas del esmalte de la cresta se vuelven discontinuas, creando aberturas para la entrada de otras células, fibrillas colágenas y vasos sanguíneos del tejido conectivo del saco dentario que las rodea. La sustancia intercelular del retículo estrellado es apartada por los vasos sanguíneos que avanzan, algunas células de esta área persisten y se vuelven a orientar para formar islas (perlas epiteliales), aunque la mayor parte desaparece. El estrato intermedio permanece más o menos igual, pero los ameloblastos adquieren altura máxima y las organelas se polarizan (Fig. 4). Es decir, el núcleo ocupa el tercio de las células cercano al estrato intermedio, el

aparato de Golgi y el retículo endoplásmico ocupan la mayor parte del tercio medio de la célula y el tercio que queda frente a la papila se llena casi por completo de vesículas secretorias grandes. *La amelogénesis empieza poco después de haberse formado la primera dentina.*

La producción de sustancia intercelular o matriz de esmalte ocurre en tres fases:

Fase 1.- La secreción de sustancia intercelular ocurre en los espacios laterales de los extremos de los ameloblastos. Esto comprime los extremos de la célula, originándose los procesos de **TOMES**, que tienen aproximadamente 4 μ de largo. (Fig. 5).

Fase 2.- Los ameloblastos y las células que quedan por encima de ellos se mueven hacia atrás. Al hacerlo, dejan tras de sí depresiones en forma de panal de abeja, que llenan con sustancia intercelular a medida que regresan.

Fase 3.- Es la fase inicial de calcificación, se depositan cristales de apatita, como cintas, a lo largo del armazón de fibrillas de sustancia intercelular.

Estas tres fases se repiten cada 24 horas, de modo que se produce diariamente un aumento de esmalte de 4 μ de grosor. Cada ameloblasto origina prismas de esmalte

compuestos por agregados de 4 μ de grosor y el número definitivo de estas capas es igual al número de días de actividad. Los ameloblastos de la cresta de las áreas incisivas y cuspídeas, pueden producir prismas de cientos de capas. Las células cervicales, por otra parte, pueden estar activas sólo unos cuantos días y, en consecuencia, producir prismas que son muy cortos y constituidos sólo por pocas capas. Unas cuantas micras de la parte externa del esmalte son *aprismáticas*. Los cambios experimentados en el ameloblasto en esta capa se muestran en la Figura 7.

Después de haberse producido la cantidad adecuada de esmalte, los ameloblastos completan finalmente la corona, depositando una membrana orgánica delgada no mineralizada, *la cutícula primaria*. Una vez que ésta se ha formado, los ameloblastos se acortan y junto con las células residuales del órgano del esmalte, constituyen *el epitelio reducido del esmalte*. Esta estructura protege a la corona durante la erupción del diente. Se funde después con el epitelio bucal para formar un manguito epitelial, que se fija al cuello del diente como un cuello adherido. (2)

Por medios histoquímicos, puede apreciarse cómo los ameloblastos presentan una clara actividad de enzimas oxidativas y de fosfatasa ácida, con predominio en su porción apical. Además estas células poseen un alto contenido de RNA y no demuestran actividad de fosfatasa

alcalina. Tan pronto como comienza el proceso de secreción, los ameloblastos pierden el glucógeno (3).

FORMACIÓN DE DENTINA. Los cambios en los componentes de la papila dental que llevan al establecimiento de una capa dentinogena, se describen bajo el nombre de **dentinogénesis**. Vamos a describir una serie de etapas de este proceso, en relación con las etapas de desarrollo del órgano del esmalte. (Fig. 3).

Formación del manto de dentina. Los fibroblastos y las fibrillas colágenas están separados de la lámina dental por la lámina basal. En el botón inicial, las células y fibrillas, están orientadas formando una vaina. Los primeros signos de papila dental se presentan con la formación de una concavidad en la superficie inferior del primordio, la papila profundiza mas en la etapa de casquete y los fibroblastos y las fibrillas colágenas que bordean a la papila terminan localizados a cierta distancia (11 μ) de los preameloblastos.

Otras fibrillas finas sin marcas (fibrillas aperiódicas), se forman cerca de la lamina basal y en ángulo recto con ella, también los fibroblastos se orientan hasta quedar perpendiculares a la capa de preameloblastos. Cuando los fibroblastos (predontoblastos) extienden sus prolongaciones hacia los preameloblastos, el area se llena

de fibrillas colágenas. Cuando alcanzan el área de las fibrillas aperiódicas y la lámina basal, muchas de las fibrillas colágenas forman haces que se extienden en forma de abanico y toman posiciones perpendiculares, se llaman *fibrillas de VON KORFF* y constituyen la matriz para la primera dentina que se forma, la *capa superficial de dentina* o *dentina de envoltura*. En el momento en que el área se llena de colágena, aparece la secreción de sustancia fundamental que oscurece las fibras. La matriz se llama ahora *predentina*. Posteriormente se produce la *calcificación*, formándose la dentina, con depósito de cristales de apatita, como pequeñas esferas que crecen y se fusionan con sus vecinas hasta que se constituye un frente de calcificación uniforme.

Todos los componentes se mineralizan, excepto las prolongaciones celulares que quedan aprisionadas en tubulos de dentina. Siempre entre la dentina calcificada y la superficie del cuerpo celular del odontoblasto existe una capa de predentina.

Una vez formada la primera capa de dentina, los ameloblastos empiezan a depositar esmalte y se completa su diferenciación.

Formación de dentina circumpulpar: Se produce después de la formación de la capa superficial de dentina.

Las dos se diferencian en la clase de fibrillas que forman la matriz, la capa superficial de dentina está compuesta por fibras colágenas grandes y la dentina circumpulpar por fibrillas más pequeñas, producidas por los odontoblastos.

La dentina que forma la pared de los tubulos está más mineralizada que la que se encuentra entre los tubulos. A la primera se le llama *dentina peritubular* y a la segunda, *dentina intertubular*.

Al suspenderse la formación de esmalte, cuando la corona ya está formada, comienza el desarrollo de la raíz. A su vez, esto inicia la erupción del diente. El tejido conectivo de la raíz, está rodeado por dentina y cemento.

Poco tiempo antes de que los ameloblastos, en la vecindad del asa cervical, hayan depositado su pequeña cantidad de esmalte para el cuello del diente, las células del asa cervical (células internas y externas del órgano del esmalte) entran en actividad mitótica, lo cual hace que el tejido se alargue, llamándose *vaina epitelial de HERTWIG* en lugar de asa cervical. Esta estructura es la que determina número, tamaño y forma de las raíces.

La formación de la dentina de la raíz se continúa ininterrumpidamente desde la corona, el proceso de su formación es el mismo, pero existen algunas diferencias. En

la raíz, el curso de los tubulos de dentina es diferente y la dentina radicular está cubierta por cemento.

FORMACIÓN DEL CEMENTO. La vaina radicular epitelial es la que separa los odontoblastos de las células de la membrana periodóntica. La matriz de dentina al calcificar se contrae, tira de esta vaina y la rompe, penetrando por las aberturas fibrillas y células desde la membrana periodóntica. Los restos de células de la vaina radicular son aislados por elementos del tejido conectivo en forma de cordones o islas, llamados *restos epiteliales de MALASSEZ*. Así se introducen células mesenquimatosas y fibroblastos que revisten a la dentina radicular y forman una capa *cementogena* de cementoblastos. Estas células producen fibrillas y sustancia fundamental que forman finalmente el *cementoide* o *precemento*. También quedan incluidos haces colágenos procedentes de la membrana periodóntica, conocidas como *fibras de SHARPEY*, que se extienden en forma de abanico en el cementoide y se incorporan a la matriz, de modo que cuando se realiza la calcificación de ésta quedan fijas en el cemento. Las fibras de SHARPEY forman los grupos de fibras principales del ligamento periodóntico que sirven para fijar el diente al alveolo.

La formación de cemento a partir de estas células se divide en tres fases: formación de fibrillas, maduración de la matriz por secreción de la sustancia fundamental y

mineralización. Existe siempre una capa de cementoide que separa la matriz calcificada de los cementoblastos.

El cemento que se encuentra en la parte superior de la raíz no contiene células, es el cemento más viejo, debido a la lentitud en la producción y mineralización de la matriz que da tiempo a que los cementoblastos regresen. Más tarde, cuando comienza la erupción, la producción de matriz y su mineralización son tan rápidas que los cementoblastos quedan atrapados en la sustancia intercelular que se calcifica, llamándose a este cemento, *cemento celular*, por contener cementocitos en su seno. El cemento localizado cerca del cuello está formado en su totalidad por *cemento acelular*.

FORMACIÓN DE LA PULPA. La *papila dentaria* está formada por células mesenquimatosas. Durante el desarrollo dentario existe una gran proliferación de estas células, que tienen por función modelar la forma de la futura unión amelodentinaria. Durante la formación de la raíz existe una proliferación muy activa de la *papila dentaria*, que influye, por la presión ejercida, en la erupción del diente.

Aparecen cambios histológicos en la *papila* asociados con la histogénesis, como son la diferenciación de los odontoblastos y de los fibroblastos.

FORMACIÓN DE LOS REBORDES ALVEOLARES. Los bordes alveolares de los maxilares superior e inferior son simples proyecciones de los cuerpos de estos huesos. El desarrollo de estos bordes alveolares comienza cuando se completa la formación de la corona y se inicia la formación de la raíz. Cuando los dientes se alargan y crecen hacia la cavidad bucal, se producen paredes óseas en los alvéolos, para las raíces. Son huesos intramembranosos y requieren solamente tejido conectivo laxo para su desarrollo.

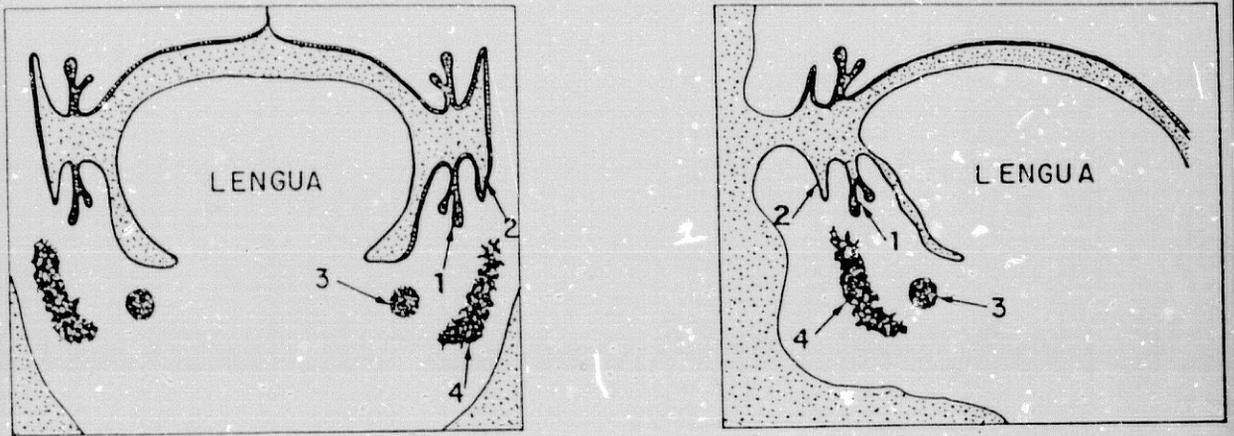
El hueso formado durante el desarrollo de la corona, se incorpora al cuerpo de los huesos de los maxilares. Con el crecimiento de la raíz, el hueso asociado se agrega al cuerpo de los maxilares como una extensión o prolongación, que forma la pared del alvéolo. Su producción es estimulada por el crecimiento y presencia de la raíz.

Existen tres tipos de hueso en la constitución del alvéolo. El área central, con un hueso trabeculado, se llama esponjosa, la placa ósea que reviste al alvéolo se llama placa cribiforme y el hueso de la cara externa es la placa cortical. En la placa cribiforme se hallan insertados y cementados por mineralización, numerosos haces de fibras colágenas. (fibras de SHARPEY).

El ligamento periodóntico es un tejido conectivo denso que rodea al diente. Sus etapas de desarrollo

incluyen: La de *saco dental* o folículo, que es el término reservado para el tejido que rodea al órgano del esmalte en desarrollo y más tarde a la corona. La de *membrana periodontica*, cuando el tejido está constituido por un tejido conectivo fibroso y denso con fibras dispuestas irregularmente. La de *ligamento periodóntico*, cuando existe ya el tejido funcional maduro, con la colágena organizada en haces. Durante cada etapa, el tejido se vuelve cada vez más denso, hasta formar el ligamento como estructura funcional.

EMBRIOLOGIA



- 1- LAMINA DENTARIA
- 2- LAMINA VESTIBULAR
- 3- CARTILAGO DE MECKEL
- 4- ESBOZO MANDIBULAR

Figura 1.- Tomada del Sylabus. (Dr. Navajas).

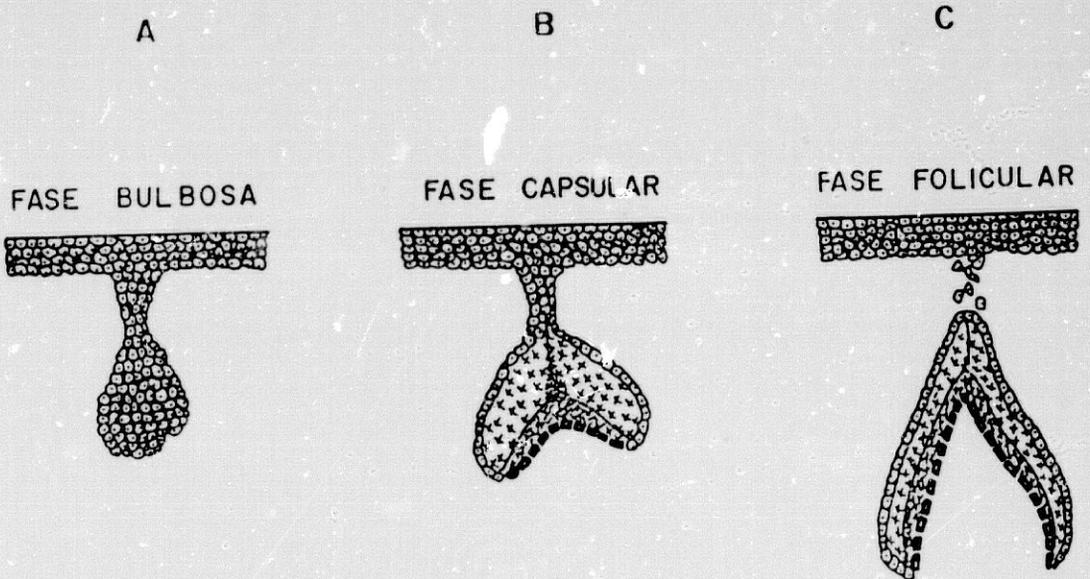
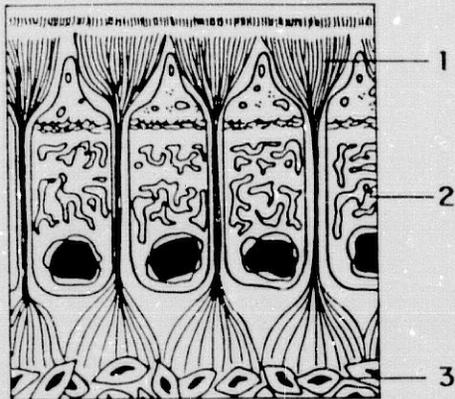
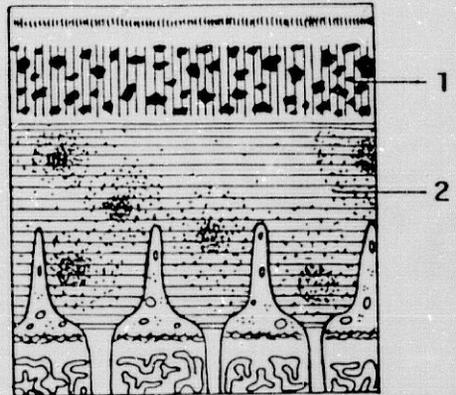


Figura 2.- Tomada del Sylabus. (Dr. Navajas).

DENTINOGENESIS



- 1 - F. DE VON-KORFF
- 2 - ODONTOBLASTOS
- 3 - SUBODONTOBLASTOS

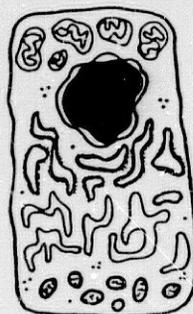


- 1 - D. DE ENVOLTURA
- 2 - D. INTERTUBULAR

Figura 3.- Tomada del Syllabus. (Dr. Navajas).-

AMELOGENESIS

SECRECION DE MATRIZ ORGANICA



CAMBIOS CELULARES

- 1- La célula se hace cilíndrica
- 2- El núcleo y las mitocondrias se hacen basales
- 3- El aparato del Golgi se hace apical.
- 4- El RER se desarrolla mucho.
- 5- Aparecen vesículas cargadas de matriz orgánica.

Figura 4.- Tomada del Syllabus. (Dr. Navajas).-

MINERALIZACION



CAMBIOS CELULARES

- 1 - Aparecen las prolongaciones de Tomes (estarán cargadas de cuerpos adamantinos y de corpúsculos reabsorptivos de la matriz).
- 2 - Aparecen los velos o barras terminales basal y apical.

Figura 5.- Tomada del Sylabus. (Dr. Navajas).-

ORIENTACION DE LOS CRISTALES DENTRO DEL PRISMA

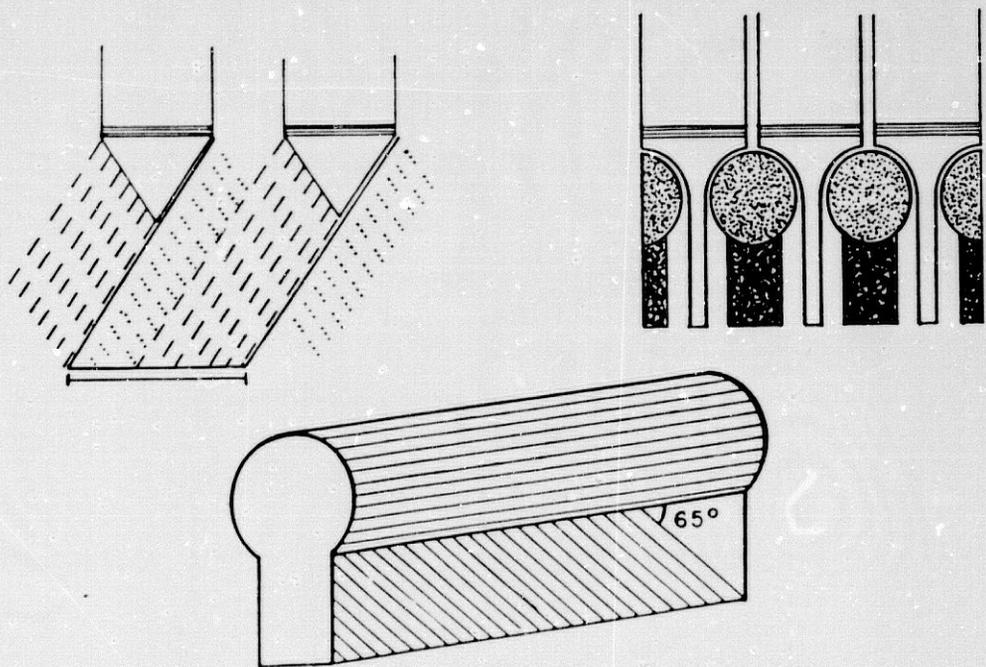


Figura 6.- Tomada del Sylabus. (Dr. Navajas).-

FORMACION DEL ESMALTE APRISMATICO

CAMBIOS CELULARES

- 1.- El ameloblasto se aplana.
- 2 -- Las mitocondrias se hacen aplicables.
- 3 -- El aparato de Golgi y el RER disminuyen.
- 4 -- Se pierden las prolongaciones de Tomes y aparece en su lugar un ribete de edentaciones.

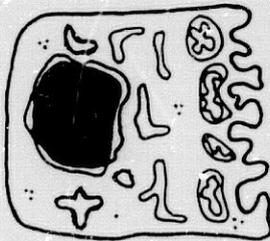


Figura 7.-

RECUERDO HISTOLÓGICO:

HISTOFISIOLOGÍA DEL ESMALTE:

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA: La corona anatómica del diente está recubierta por el tejido más duro del cuerpo: el esmalte. Es una sustancia calcificada y acelular, que tiene elevada dureza y gran fragilidad, debido al alto contenido en sales minerales. Esta elevada fragilidad se encuentra atenuada en parte, por la disposición en forma de prismas de sus componentes inorgánicos en el seno de una reducida malla de material orgánico y por el acojinamiento que proporciona la dentina que queda por debajo de él. (4)

El grosor del esmalte varía con la forma del diente y su localización en la corona. El esmalte más grueso se encuentra siempre en las crestras de las cúspides o en los bordes incisales (2- 2'5 mm.), se adelgaza en las vertientes, llegando a un grosor mínimo en el cuello o en las fisuras y depresiones en los dientes multicuspidados. El esmalte en las cúspides de dientes multicuspidados es más grueso que el de dientes bicuspídeos.

LA COMPOSICIÓN QUÍMICA del esmalte es de un 92 a un 96 % de materia inorgánica, de un 1 a un 2 % de sustancia orgánica y de un 3 a un 4 % de agua. (porcentajes sobre el peso total). (5).

La mayor parte de la sustancia inorgánica está constituida por hidroxiapatita, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, pero además existen constituyentes menores y microelementos, de distribución no uniforme. Los podemos clasificar en tres grupos:

1).- Los que tienen concentración superior en la superficie del esmalte que en el interior, (F, Pb, Zn, Fe, Sb). Estos iones se fijan con rapidez en el cristal de apatita, tendiendo a acumularse en las partes del diente expuestas a los fluidos corporales durante mayor tiempo.

2).- Los que se hallan en menor concentración en la superficie que en el interior, (Na, Mg, Co_2). Debido a la capacidad que posee el ión de los tejidos calcificados de devolverse por la acción de los fluidos corporales, las capas superficiales que están más viscosamente bañadas por estos fluidos, serán las que contengan estos constituyentes en menor cantidad.

3).- Distribución aproximadamente uniforme en todo el espesor del esmalte (Sr, Cu, Al, K).

La concentración de Sodio en el esmalte es de un 0'7 %, más alta que en cualquier otro tejido del cuerpo y aumenta ligeramente hacia la union amelodentinaria. (6)

La concentración de *Potasio* varia entre 0'3 - 0'4 % en peso húmedo y su distribución es bastante uniforme. (6)

El *Magnesio* se encuentra en una concentración de 0'45 % en la capa externa del esmalte y 0'7 % en el esmalte interior. (6) y (7)

El *Manganeso* se halla en concentraciones variables desde 0'45 a 1'98 ppm. (esmalte externo) a 0'34 a 0'79 ppm. (esmalte interno).

El *Cloruro* se halla a una concentración desde 0'6 % en el esmalte externo a 0'1 % en el interno. Esta distribución es la misma en los dientes aun no erupcionados. (8)

La concentración de *Carbonato* es menor en la superficie externa (1 - 2 %) que en la unión amelodentinaria (3 - 4 %). Se cree que el carbonato proviene del dióxido de carbono, metabolito del ameloblasto, que puede degradarse durante la formación de las últimas etapas de la matriz que están sobre el esmalte externo. (9)

Otros microelementos presentes en el esmalte son

Estroncio (90). Se acumula en los dientes que se formaron después de 1.953, fecha de la explosión de las armas atómicas.

Fluor. El ión fluor puede sustituir a grupos hidroxilos en el cristal de hidroxiapatita y convertirlo en un cristal de fluorapatita, menos soluble.

Plomo. Aumenta su concentración con la edad hasta la edad adulta, después permanece constante. Su concentración oscila de 30 - 90 ppm (10).

Cobre. Concentración de 20 ppm. distribuido al azar. (11)

Zinc. Su distribución es semejante a la del fluor, elevada en la superficie externa y baja en el interior. (12). Su concentración oscila de 200 a 900 ppm. (13)

Estaño. Está presente en el esmalte de los dientes sin brotar, distribuido de forma uniforme en todo el esmalte, aumenta sólo ligeramente con la edad. (14)

Los principales componentes orgánicos del esmalte parecen ser dos proteínas: una glicoproteína soluble y una proteína más insoluble. Las dos fracciones tienen aproximadamente el mismo tamaño, pero la glicoproteína se pierde por disolución, durante los procesos de fijación y desmineralización que se emplean para obtener las preparaciones histológicas.

Debido al bajo porcentaje de sustancia orgánica es difícil realizar estudios químicos con el esmalte. Además las minúsculas contaminaciones con dentina, hacen que los datos obtenidos, muchas veces no sean fiables. (15, 16 y 17).

WEATHERELL (18) estudió la proporción de aminoácidos en la materia orgánica insoluble, viendo que la composición en todas las estructuras es esencialmente la misma, rica en ácidos aspártico y glutámico, serina, leucina, y prolina. La hidroxipolina virtualmente está ausente, siendo más abundante en el esmalte interno. La

composición en aminoácidos de la proteína soluble más abundante en el esmalte externo difiere de la anterior: La prolina, serina y glicina fueron altas, el ácido glutámico y la leucina, bajos y encontró algo de hidroxiprolina. No se sabe si ésta última se debe a contaminación con colágeno dentinal o si está presente en la proteína del esmalte.

La distribución de la materia orgánica en el esmalte es irregular, las muestras de esmalte externo contienen muchas menos proteínas que el esmalte interno. (19)

Parece ser que las dos proteínas derivan una de la otra, la proteína soluble en los dientes maduros podría ser algún material que no llegó a ser insoluble. Al reposar en ácido, la proteína soluble se hace insoluble y se espequea con la posibilidad de que el ácido en una cavidad cariada podría tener un efecto similar y que la proteína precipitada posiblemente podría actuar como barrera de difusión, que retardaría la pérdida de minerales en la lesión. (20)

Las proteínas insolubles se identificaron en un principio como queratinas, pero los análisis de aminoácidos con métodos modernos, no lo confirmaron. Es mejor

considerarlas como "proteínas del esmalte", para las cuales se ha sugerido el nombre de *enamelina*. (21).

Tanto la materia orgánica soluble, como la insoluble, contienen grupos carbohidratos enlazados que se han identificado por cromatografía, como las hexosas: galactosa, glucosa, manosa y ácido glucurónico; con mínima presencia también de pentosas: fucosa y xilosa. La concentración total es de 1'65 mgrs./100 grs. de esmalte seco. (22).

En el esmalte existe también del 0'5 al 0'6 % de lípidos. Expresado en porcentaje de materia orgánica es el 42'5%. (23)

También están presentes en la materia orgánica del esmalte los citratos y lactatos, pero a concentraciones de 0'1 % e inferiores.

COMPOSICIÓN ESTRUCTURAL DEL ESMALTE. La unidad estructural del esmalte son los bastones o prismas, que miden de 4 a 6 μ m de anchura y se extienden desde el límite amelodentinal, a través de todo su espesor. En cortes transversales estos prismas presentan una forma en "ojo de cerradura" (Fig. 6), divisible en una cabeza o parte redonda y una cola de unas 5 μ de longitud.

Los prismas se relacionan entre sí, de tal manera que las colas de una hilera de prismas se ajustan entre las cabezas de la siguiente hilera, de modo que entre dos cabezas, se inserta una cola perteneciente a un prisma contiguo. (24). (Fig. 8):

La orientación de los prismas en "ojo de cerradura", con relación a la totalidad del diente, todavía no ha sido determinada. En los lados de la corona parece que las cabezas están dirigidas hacia el borde incisivo o cúspide y la cola hacia la zona de unión entre el esmalte y el cemento. (25).

El trayecto de los prismas, desde la unión amelodentinal hasta la superficie del esmalte, no es recta, sino curvada en S. En una preparación gruesa de esmalte enfocada a niveles diferentes, se puede apreciar que los prismas, en las distintas capas, se entrecruzan. Los prismas

presentan una ordenación menos regular en el límite amelodentinal, en el que su forma y dirección están desordenadas, y en la superficie del esmalte, en la que los bastones se encuentran en capas continuas, paralelas a la superficie, semejantes a las cubiertas de una cebolla. Estas "capas carentes de prismas", con un espesor de 20-30 μm , no cubren la superficie total en la mayoría de los dientes estudiados, quizá porque la abrasión los desgasta. Los cristales de apatita en esta capa están distribuidos casi perpendiculares a la superficie del esmalte. (26)

Hemos de distinguir alrededor de todo el prisma, la existencia de una vaina de un espesor de 0'5 μm , cuya estructura no difiere de la estudiada en los prismas, salvo que la orientación cristalina es diferente y los cristales son menos numerosos, luego el contenido orgánico es mayor. La sustancia interprismática es continua en todo el cuerpo del esmalte. (27)

Los prismas están constituidos por unos listones o agujas hexagonales, los cristales de hidroxapatita, que poseen unas dimensiones aproximadas de 160 μm de longitud, 40 μm de ancho y 25 μm de espesor. (28). Estos cristales son 10 veces mayores que los de la dentina y hueso, quizá debido a su formación mucho más lenta. Se colocan dentro de la cabeza del prisma, con su eje más largo (eje C cristalográfico) paralelo a la dimensión más larga del

prisma. En el extremo de la cola, son casi perpendiculares al prisma y gradualmente se van disponiendo más en sentido longitudinal. (29). (Fig. 6).

Rellenando los intersticios que hay entre los cristales se encuentra la *matriz orgánica*, consistente en un gel sin estructura. (25).

PATRONES ESTRUCTURALES DEL ESMALTE. A intervalos entre 4-6 μm , existe en los prismas una *estriación transversal*, las "*estrias cruzadas del esmalte*", estando en fase las estriaciones de los prismas adyacentes. Las estrias traducen variaciones en el grado de mineralización a lo largo del prisma, indicando el incremento periódico del mismo. (30). (Fig. 10). (E.C.E.).

Existen otras estriaciones transversales a intervalos entre 20 y 80 μm , son las *líneas de crecimiento*. Cuando se observa una preparación dentaria a bajos aumentos, estas estrias comienzan en la unión amelodentinal y se extienden hasta la periferia, donde forman un ángulo agudo en la unión con la superficie. Los lugares donde estas estrias, llamadas *estrias de RETZIUS* (L.R. Fig. 11), alcanzan la superficie, aparecen unos surcos: son las llamadas *líneas de imbricación de PICKERILL*. (BI Fig. 11). Entre los surcos existen unos abultamientos en forma de crestas, denominados *periquimatas*. (Fig. 11-P). Las estrias

en la región cuspidea, no alcanzan la superficie del esmalte. Si observamos un corte transversal, las estrias se disponen como anillos concéntricos semejantes a los de un árbol. Con luz transmitida parecen oscuras y con luz reflejada pueden distinguirse como líneas claras.

Se acepta generalmente que las estrias se deben a una mineralización alterada, en base a que la línea neonatal, que resulta de la adaptación a la vida extrauterina, se ve como una línea de crecimiento bien manifiesta. (31) (Fig. 11- LN).

En el hombre, cada hilera de prismas se inclinan en dos grados con respecto a sus vecinas y en la tercera parte externa, las hileras de prismas son paralelas y aproximadamente perpendiculares a la superficie del esmalte. Estos cambios de dirección, producen el fenómeno óptico conocido como *Bandas de HUNTER-SCHEREGGER*. Observando cortes longitudinales no descalcificados con reflexión de luz, se ven unas bandas claras (*parazonas*), posiblemente debidas a prismas seccionados de forma transversal y otras bandas oscuras (*diazonas*) en las zonas donde los prismas han sido seccionados de forma longitudinal. (Fig. 9).

El esmalte situado por encima de la dentina, no muestra una clara estructura prismática y se le denomina "*esmalte aprismático*", parece estar más calcificado que el

prismatico, salvo en algunos intervalos donde se encuentran penachos, husos o laminillas, en que está menos mineralizado.

Las laminillas son unas estructuras rectas y estrechas de tejido no mineralizado, cuando están presentes en un diente en erupción consisten en una matriz de esmalte no mineralizada y se denominan "laminillas primarias". Cuando aparecen después de la erupción del diente se denominan "laminillas secundarias" y suelen ser debidas a traumas. Estas grietas suelen llenarse con materia orgánica de la saliva. La mayoría de las laminillas no atraviesan todo el esmalte, estando restringidas a la porción externa del esmalte. (Fig. 12-L).

En cortes transversales de esmalte no descalcificado, aparecen unas estructuras con aspecto de haces de hierba, que comienzan en la unión de esmalte y dentina y pueden extenderse hasta el tercio externo del esmalte, excepto en el área cervical donde pueden atravesar toda la superficie del esmalte. Se les llama "penachos de esmalte" y se los considera como una consecuencia de la hipomineralización de algunos prismas. (Fig. 12-P).

En cortes longitudinales de esmalte no descalcificado aparecen unas estructuras en la unión amelodentinaria, preferentemente en la región de las

cuspides, y que aparecen como unas prominencias cortas con un extremo amplio. Suelen tener desde su origen, un curso recto de más de 10 μ m. Son consideradas de origen dentinario, ya que algunos investigadores han observado en ellas prolongaciones odontoblasticas, posiblemente debidas a extremos de odontoblastos atrapados en la matriz de esmalte durante su formación. Se llaman *agujas del esmalte*. (25 y 30). (Fig. 12-A).

HISTOLOGIA DEL ESMALTE

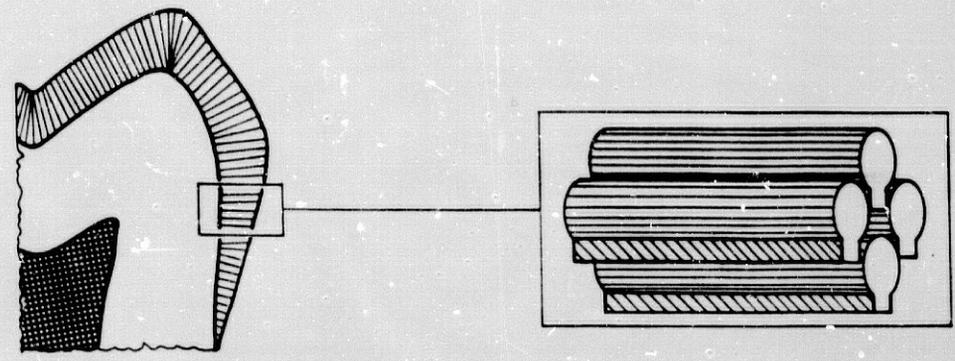


Figura 8.- Tomado de Sylabus. (Dr. Navajas).

BANDAS DE HUNTER SCHERER

ESTRIAS CRUZADAS DEL ESMALTE

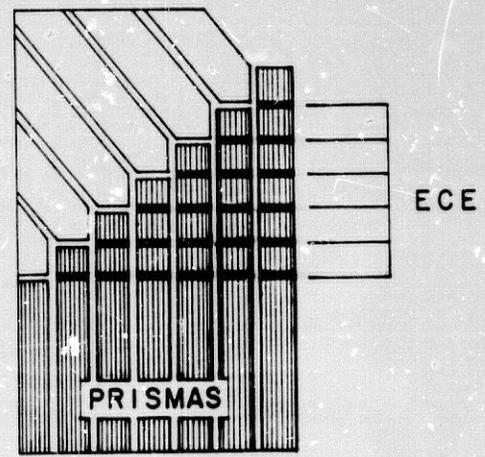
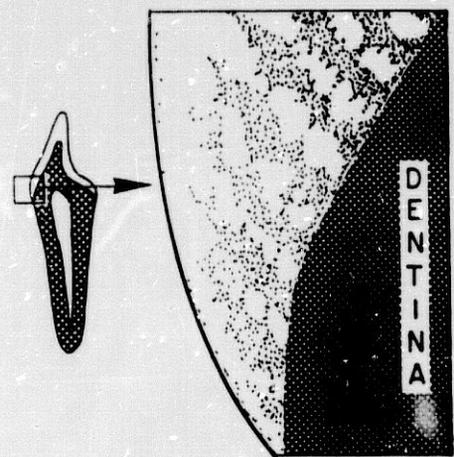


Figura 9.-

Figura 10.-

Tomado de Sylabus. (Dr. Navajas).

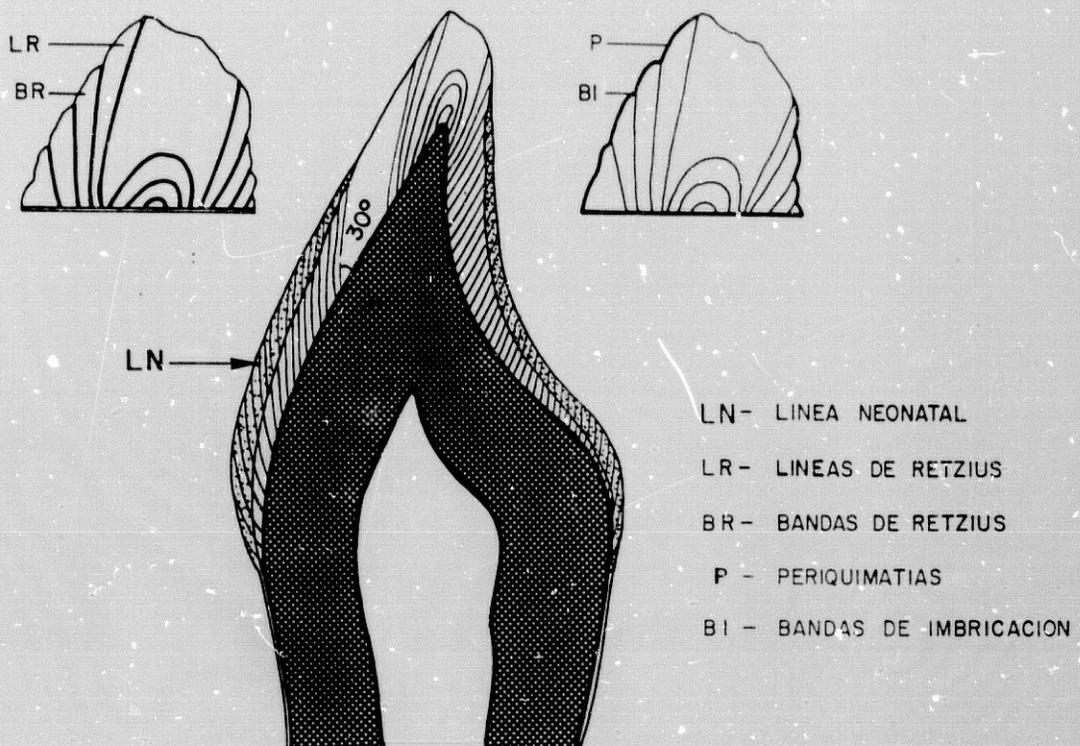
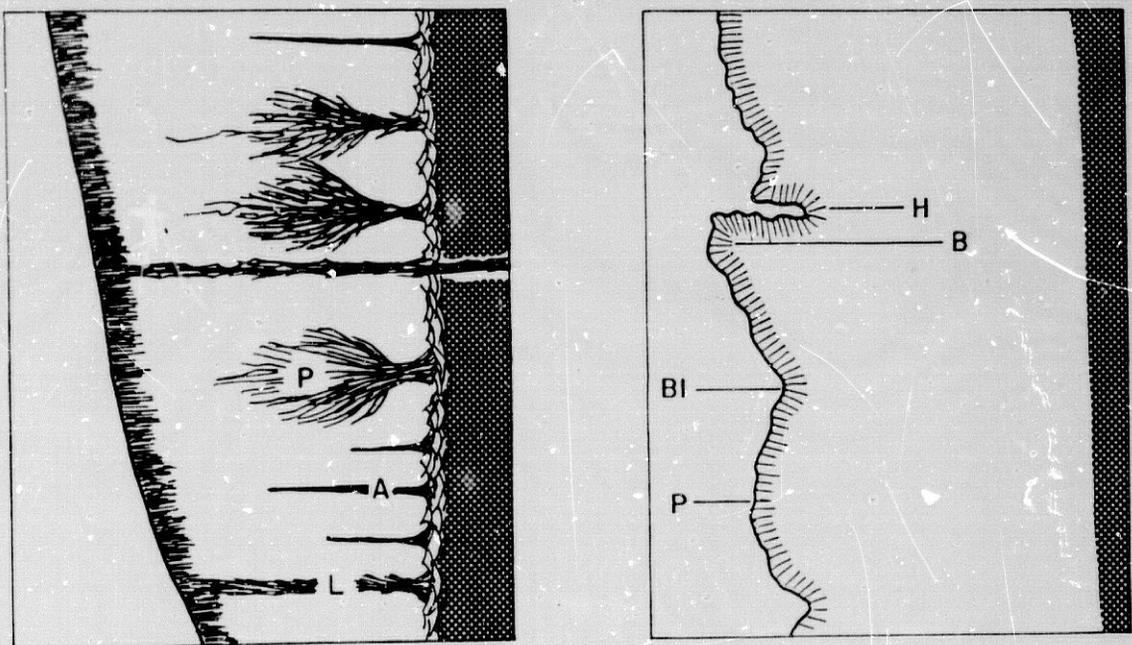


Figura 11.- Tomada del Syllabus. (Dr. Navajas).-



P - PENACHOS DEL ESMALTE
A - AGUJAS DEL ESMALTE
L - LAMINAS DEL ESMALTE

H - HOYOS DEL ESMALTE
B - BROCHES DEL ESMALTE

Figura 12.-

Figura 13.-

FUNCIONES DEL AMELOBLASTO. Podemos distinguir diferentes funciones en las distintas etapas del desarrollo del diente. Las vamos a resumir de la siguiente manera:

1) - *Función morfogénica*: La primera función que llevan a cabo las células del epitelio interno del órgano del esmalte, que son células columnares cortas (aún no estrictamente ameloblastos), es determinar la forma de la corona del diente, debido a un crecimiento diferencial por mitosis de las células del epitelio interno. La división se detiene antes en las células que corresponden a las futuras "cúspides", mientras que continúa en los "valles", produciendo flexiones y empujando las cúspides hacia arriba. Además de la división mitótica, hay evidencia de que el aumento del número de células del epitelio interno del órgano del esmalte, se produce también por migración de células desde el estrato intermedio. (32). Este fenómeno altera la forma del epitelio interno porque no puede expandirse hacia afuera, debido al efecto restrictivo del folículo dentario. Una membrana, la lámina basal, separa la primera predentina de las células destinadas a convertirse en ameloblastos y es perforada por las microvellosidades de los preameloblastos que alcanzan a llegar hasta la predentina.

2).- *Función organizadora de odontoblastos*: Es esencial la presencia de los ameloblastos, para que las

células apropiadas de las papilas se transformen en odontoblastos. (33)

En esta etapa, los ameloblastos invierten su polaridad para obtener los nutrientes del estrato intermedio, en lugar de obtenerlos de la papila dental.

3).- *Formación de la matriz:* Los ameloblastos no forman ninguna matriz hasta después que se deposita una delgada capa de dentina.

En el extremo distal del ameloblasto, aparecen unos filamentos largos y delgados que se extienden hacia la dentina. Se fragmenta la lámina dental y aparece el primer producto de los ameloblastos en su citoplasma, dentro de gránulos esféricos (gránulos densos). Este material es secretado, se conoce como material granulado y llena el espacio entre la predentina, con la que puede entremezclarse, y los ameloblastos e inmediatamente se mineraliza en forma parcial. Los extremos internos de los ameloblastos se hacen cónicos y se proyectan hacia la matriz del esmalte, formando los procesos de TOMES. Estos contienen retículo endoplásmico y una diversidad de gránulos y "vesículas recubiertas", relacionadas con la absorción.

4).- *La maduración:* Existe una etapa de maduración temprana, en la que el esmalte va a adquirir el 95 % de la

materia mineral que lo constituye. Entonces, los ameloblastos se hacen más cortos, pierden los procesos de THOMES, el aparato de GOLGI es más pequeño y se localiza en posición distal, el núcleo es más central, aparece un borde estriado en el extremo distal que contiene gránulos de absorción y aparecen espacios laterales, de tal manera que sus extremos distales están parcialmente separados.

El orden de maduración de la matriz del esmalte, se localiza primero en una delgada capa cerca de la unión amelodentinaria. La maduración se esparce entonces, desde la punta incisal u oclusal de la unión amelodentinaria, hasta llegar a la superficie externa del esmalte. Se difunde en forma lateral y cervical y el extremo del área calcificada es irregular. (34).

Los ameloblastos deben alejarse de la unión amelodentinaria para dejar espacio a la matriz. La fuerza motriz más lógica es la presión que genera la acumulación de matriz. (35).

En la etapa de maduración tardía, el ameloblasto pierde el borde estriado y ya no contiene gránulos de absorción, pero las mitocondrias son muy numerosas, lo que indica intensa actividad metabólica, relacionada con el transporte de agua y la absorción de los constituyentes solubles de la matriz.

HISTOFISIOLOGÍA DE LA DENTINA:

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA: Podemos definirla como un tejido conectivo avascular y mineralizado que envuelve a la pulpa de la corona y raíz del diente. Está revestida en su porción coronal por el esmalte y por el cemento en la raíz.

La dentina de los dientes permanentes es de color amarillo pálido, en los dientes deciduos el color es más pálido. Es muy elástica y más radiolúcida que el esmalte.

COMPOSICIÓN QUÍMICA: Su composición química está constituida, midiéndola en porcentaje de peso en fresco, aproximadamente por un 70 % de materia inorgánica, 18 % de materia orgánica y un 12 % de agua. Medidos estos componentes según su volumen, el componente mayor es el formado por la materia orgánica y el agua. Debido a la mineralización progresiva de la dentina durante toda la vida esta composición variará, como es lógico, según la edad del diente. La parte inorgánica fundamental la forman principalmente los cristales de hidroxiapatita, cuya unidad básica se repite en ellos. Tiene por fórmula: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Los cristales están formados por miles de estas unidades, su longitud oscila entre 50 y 60 nm., pudiendo llegar a medir hasta 100 nm., su anchura es algo menor y su espesor puede mediar en 3'5 nm. (37).

A parte de la hidroxiapatita, en la composición inorgánica de la dentina podemos encontrar: fosfatos cálcicos amorfos, carbonatos y otros elementos en menores proporciones, que también hemos visto ya en el esmalte: F, Cu, Zn, Fe,...

En 1.985, se estableció que la dentina está constituida por un 20 % de materia orgánica, con un 93 % de colágeno y el resto pequeñas fracciones de lípidos, mucopolisacáricos y proteoglicanos. También se encuentra presente el ácido cítrico, en algo menos del 1 %. El colágeno es más abundante en el tercio externo de la dentina. (38).

COMPONENTES ESTRUCTURALES:

Existen dos componentes básicos, las *prolongaciones odontoblasticas* y la *matriz calcificada*.

Las extensiones protoplásmicas de los cuerpos celulares de los odontoblastos, están incluidas dentro de unos túbulos o canaliculos de la dentina. La dentina periférica contiene aproximadamente un 80 % menos de cantidad de túbulos que la pulpar, debido a que su superficie es considerablemente mayor que la de la unión entre dentina y esmalte. (39).

A pequeños aumentos, puede verse la dirección de estos túbulos, que es distinta en la raíz que en la corona. Los túbulos de la dentina de la raíz suelen ser rectos y adquieren una ligera curvatura cerca del área cervical. Las curvaturas mayores se encuentran en la dentina de la corona y se llaman *curvaturas primarias*. (Fig. 14). Estos túbulos forman dos arcos poco acentuados, con sus convexidades en direcciones opuestas, es decir, toma la forma de una S. La máxima convexidad en la superficie de la dentina se dirige hacia la superficie de la oclusión.

A mayores aumentos, se distinguen otras curvaturas u ondulaciones de los odontoblastos, cuando los túbulos son seccionados longitudinalmente. Estas curvas constituyen las *ondulaciones secundarias*, son muy frecuentes y representan el trayecto retorcido de los odontoblastos, cuando regresan hacia la pulpa durante la dentinogénesis.

El odontoblasto está situado en la pulpa, siendo su *prolongación odontoblastica* la que se encuentra en el interior de los canaliculos de la dentina. Estas prolongaciones y los canaliculos en los que se alojan pueden ramificarse y lo hacen cerca del límite amelodentinario en la corona y cerca del límite cemento-dental en la raíz, donde suelen ser más numerosas y de menor tamaño.

Entre la pared del tubulo y la prolongación del odontoblasto, existe un espacio que contiene liquido tisular y otros componentes orgánicos, fibras colágenas, denominado *espacio periodontoblastico*. (40). Estudios con el microscopio electrónico han demostrado la presencia de finas fibras nerviosas en el espacio periodontoblastico, en la preentina y en la porción más pulpar de la dentina mineralizada. (41). La matriz calcificada llena los espacios entre las prolongaciones odontoblásticas.

Segun su composición en fibras y en matriz mineral, la dentina se clasifica en:

Dentina superficial o de revestimiento. Es la primera sustancia producida en la corona, queda próxima al esmalte, ocupando los espacios antes llenos por la lamina y membrana basales. Contiene fibrillas aperiódicas y fibrillas de VON KORFF, orientadas de forma mas o menos perpendicular a la linea de union esmalte-dentina.

Dentina peripulpar o circumpulpar. En esta dentina no existen fibras aperiodicas, las fibrillas de VON KORFF son poco numerosas y las que existen se alinean de forma paralela a la superficie del limite amelodentinal.

Clasificando la matriz no por el tipo de fibrillas, sino por el grado de calcificación tenemos la dentina *peritubular* y la dentina *intertubular* o *intercanalicular*.

La dentina *peritubular* que, como su nombre indica, rodea a las prolongaciones odontoblásticas formando la pared de los tubulos, se diferencia de la *intertubular*, que es la que llena los espacios entre las áreas *peritubulares*, en que está mas calcificada. La dentina *intercanalicular* está uniformemente calcificada, a excepción de una zona próxima a pulpa, que presenta menor contenido mineral.

Existe tambien una capa de dentina sin mineralizar o *predentina*, de 10 -20 μ m de anchura, situada entre la capa odontoblástica y la dentina mineralizada.

PATRONES ESTRUCTURALES EN LA DENTINA: Son debidos a diversos factores, tales como: intensidades distintas de calcificación, formación de matriz en ondas recurrentes, deposito diario de matriz, calcificación inicial en forma de esferas, variaciones en los cursos de los tubulos, etc.

Los incrementos diarios de dentina oscilan entre 4 y 8 μ . La dentinogénesis no es un proceso continuo, existen periodos de reposo que se registran como marcas claras, llamadas *líneas de imbricación* o *líneas de VON EBNER*. (Fig. 17-LV-E).

En el caso de ocurrir trastornos de la dentinogenesis o en el metabolismo del calcio, estas líneas de crecimiento se hacen más prominentes, llamándose entonces *líneas de contorno de OWEN*. Esta línea aparece muy prominente en el periodo entre el nacimiento y los primeros días de vida y se llama *línea neonatal*.

Existe un tipo de *dentina interglobular hipocalcificada*, que se localiza con mayor frecuencia en la corona, bajo la capa de dentina superficial. En la raíz se localiza bajo la capa granulosa de TOMES. Es debida a un trastorno o alteración en la calcificación que evita la fusión de las calcosferitas, dejando los "espacios interglobulares". En tales casos la dentina aparece manchada.

La primera dentina depositada en la raíz, es granulosa y se conoce como "*capa granulosa de TOMES*", se localiza cerca del cemento, debajo de la capa hialina de HOPEWELL-SMITH. Se cree que se forma por la incorporación de esferillas aisladas de dentina completamente calcificada, en una matriz parecida a la predentina que a su vez también se calcifica, produciendo una textura granulosa. (Fig. 17-2).

Entre esta capa y el cemento radicular nos encontramos la capa hialina de HOPEWELL-SMITH que suele hallarse, como la capa granulosa, en la mitad cervical de la raiz. En esta capa no se observan ni túbulos ni prolongaciones odontoblásticas, presentes en la capa granulosa. (Fig. 17-1).

FUNCIÓN DEL ODONTOBLASTO: Los odontoblastos son células de origen mesenquimatoso, procedentes de la diferenciación de células de la papila dental.

El odontoblasto diferenciado presenta los caracteres microscópicos típicos de una célula secretora de matriz, con abundante R.E.R. (Reticulo Endoplásmico Rugoso), aparato de GOLGI, ribosomas, mitocondrias, etc. En la prolongación que emite el odontoblasto hacia la dentina existen menos organoides, pero hay abundantes microfibrillas.

La formación de la matriz de dentina, en un principio, es llevada a cabo por células subodontoblásticas de la papila dentaria, posteriormente, el resto de la matriz orgánica es formada por el odontoblasto.

La mineralización, que es otra función del odontoblasto, empieza cuando la preentina se ha formado en todo su espesor.

Entre los odontoblastos y la dentina existe una capa de matriz no mineralizada o preentina, pues la formación de dentina continúa durante toda la vida.

Aparecen cristales en forma de placas o agujas que se depositan en las proximidades de las fibras colágenas, sobre su superficie, dentro de ellas y sobre otros componentes orgánicos de la matriz. Estos lugares de calcificación inicial se expanden por crecimiento periférico y alcanzan otros cuerpos que también crecen, hasta obtener dimensiones lo suficientemente grandes para ser observados con el microscopio de luz. Se ven redondeados y se llaman calcosferitas. Posteriormente, estos agregados crecen y se fusionan con cuerpos semejantes, produciendo la formación de un frente de calcificación lineal, reflejado en las líneas de crecimiento que se observan en las preparaciones de dentina. Si estos agregados no se unen totalmente, quedarán lagunas de dentina interglobular.

FISIOLOGÍA DE LA DENTINA. La dentina, según el momento de su producción se clasifica en :

a) *Dentina en desarrollo.* Es la primera dentina producida, hasta que el diente entra en función al encontrar un antagonista en el arco opuesto. Los odontoblastos, no obstante, pueden estimularse para entrar otra vez en actividad.

b) *Dentina primaria.* Producida después de que el diente adquiere su posición funcional en la cavidad bucal,

es producida por los odontoblastos y su formación es estimulada por el desgaste y la masticación.

c) *Dentina secundaria*. Producida durante periodos de estimulación aguda.

No se observan diferencias entre la dentina en desarrollo y la primaria. Sin embargo, existe una línea hipercalcificada que separa la dentina primaria de la secundaria.

Existen dos tipos de dentina secundaria, la regular o funcional y la irregular o reparadora.

La dentina secundaria regular se produce como resultado de estímulos funcionales más intensos, su producción depende de la intensidad del estímulo y no se distribuye de forma regular. Posee menor contenido mineral que la dentina primaria, el trayecto que siguen los canaliculos es más irregular y su número es menor.

La dentina secundaria irregular es producida por estímulos agudos no funcionales, como los proporcionados por la caries, traumas, etc... En ella hay menos tubulos aun y de curso más sinuoso, incluso puede no haber tubulos, ya que en ocasiones los estímulos son tan intensos que se destruyen los odontoblastos y las células vecinas (fibroblastos) son

las que se activan para producir la matriz, quedando túbulos vacíos. La calcificación de esta dentina es muy débil.

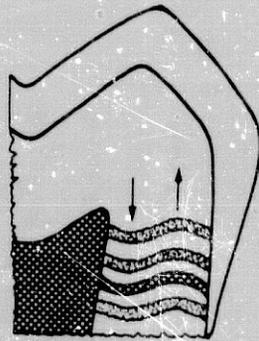
Sensibilidad de la dentina. Sabemos la gran sensibilidad que posee la dentina a los cambios de temperatura, a los dulces e incluso al tacto. Estudios con microscopio electrónico han demostrado la existencia de fibras nerviosas en el espacio periodontoblástico, en la preentina y en la porción más pulpar de la dentina; sin embargo, no se han visto en la porción principal de la dentina, ni en la periferia. A pesar de ello, estas regiones son sensibles.

Se intenta explicar esta sensibilidad por otros mecanismos de transmisión del dolor, surgiendo así la teoría hidrodinámica de la inducción del dolor, basada en los movimientos del contenido de los túbulos que estimularían las terminaciones nerviosas de la capa odontoblástica. (42). Otra teoría se basa en la posible propiedad del odontoblasto en poder transmitir la sensación dolorosa.

La dentina sufre cambios con la edad y estímulos externos, estos cambios incluyen: la formación de dentina secundaria, la presencia de túbulos vacíos que ya hemos visto y también pueden llevar al cierre completo de los túbulos y a la producción de dentina esclerótica, transparente o hipermineralizada. Los túbulos se cierran por

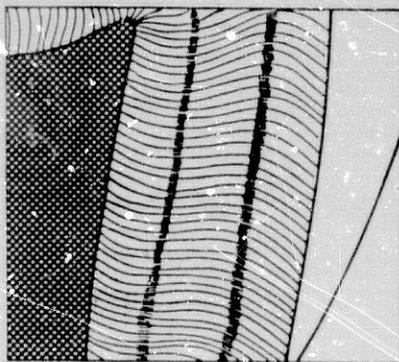
aposition de dentina peritubular que puede ocurrir por la edad, obliterando las prolongaciones odontoblásticas, sobre todo las periféricas. En dientes viejos, puede extenderse este fenómeno hasta los túbulos más grandes, localizados cerca de los cuerpos celulares. La dentina esclerótica representa una barrera protectora de dentina hipermineralizada. Algunos investigadores creen, que está formada por depositos de cristales minerales en el material organico de las prolongaciones odontoblásticas muertas, que actuarían como un lugar susceptible de mineralizarse.

HISTOLOGIA DE LA DENTINA

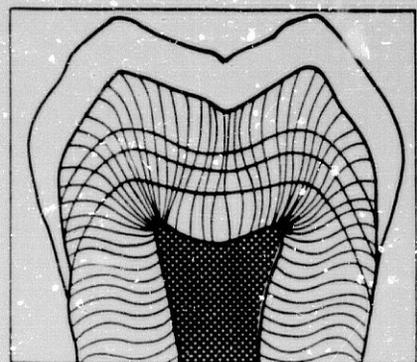


CURVADURAS PRIMARIAS

Figura 14.- Tomada del Syllabus. (Dr. Navajas).-



ESTRIAS DE SCHREGER



LINEAS DE OWEN

Figura 15.-

Figura 16.-

Tomada del Syllabus. (Dr. Navajas).-

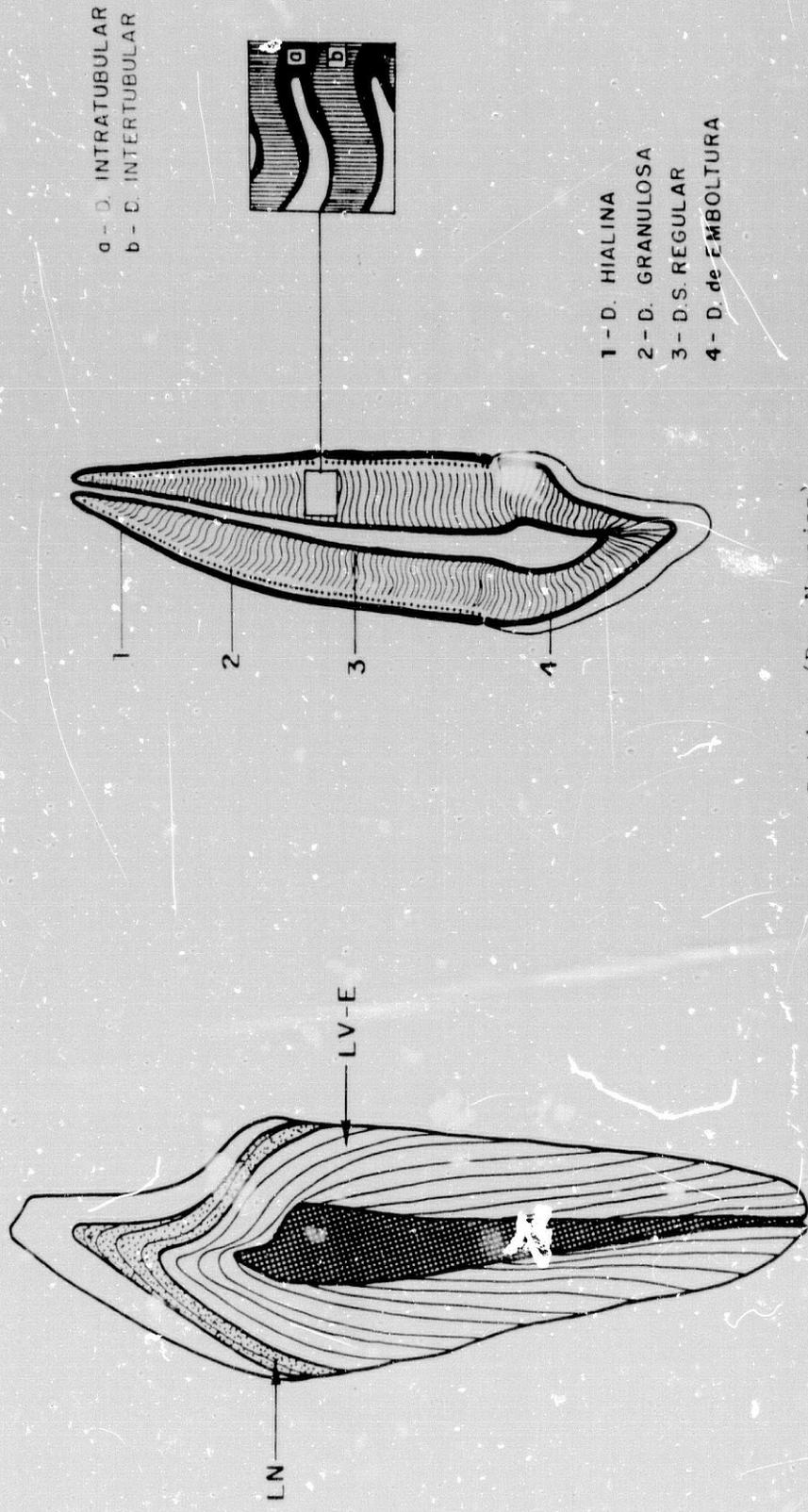


Figura 17.- Tomado del Syllabus (Dr. Navajas)

HISTOFISIOLOGÍA DE LA PULPA DENTARIA.

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA. Forma la parte central de la corona y de la raíz, estando enclaustrada en toda su periferia por la dentina, a excepción de unas minúsculas aberturas llamadas agujero apical y agujeros accesorios.

COMPOSICIÓN QUÍMICA. Es un tejido conectivo laxo. Su composición, en relación con su peso *ex fresco*, es aproximadamente de un 25 % de materia orgánica y de un 75% de agua.

COMPONENTES ESTRUCTURALES BÁSICOS. Esta formada principalmente por:

a) *Células*. - Son odontoblastos en la periferia y fibroblastos en el resto de la pulpa dentaria, con células mesenquimatosas indiferenciadas localizadas alrededor de los vasos. Además existen células de defensa tales como linfocitos, células plasmáticas y granulocitos eosinófilos. Pueden existir células cebadas en pulpas inflamadas, pero no es frecuente encontrar adipocitos.

b) *Fibras*. - De naturaleza principalmente colágena y fibras elásticas en las paredes de los vasos de mayor calibre. Encontramos también fibras de reticulina, que son

muy abundantes en la región odontoblástica durante la dentinogénesis, conociéndose con el nombre de fibras de VON KORFF.

c) *Sustancia fundamental*. - Existen complejos de hidratos de carbono, abundantes mucopolisacáridos ácidos y glucoproteínas.

d) *Vasos y nervios*. - Las arteriolas y vénulas entran y salen de la pulpa a través del conducto radicular o por cualquier canal radicular accesorio. Los vasos arteriales principales dan ramificaciones laterales a medida que se dirigen hacia la porción coronaria, terminando en una densa red capilar, presente sobre todo en las regiones odontoblástica y subodontoblástica. Las vénulas siguen el mismo trayecto, situadas más internamente. Existen vasos linfáticos de estructura normal.

En la capa subodontoblástica existe un gran número de capilares que normalmente no entran en función, pero que lo pueden hacer en un momento determinado.

El paquete nervioso, antes de penetrar por el agujero apical, da una rama para el fondo del alveolo, posteriormente penetra en la pulpa siguiendo el curso de los vasos sanguíneos. Existen haces amielínicos de nervios, correspondientes al sistema nervioso autónomo, que forman

como una vaina alrededor del vaso y actúan en el control vasomotor.

También existen fibras somáticas aferentes mielinizadas, numerosas en la pulpa y con destino final en la periferia de la pulpa, dividiéndose en ramas cada vez más pequeñas en su trayecto. En la región subodontoblástica puede verse un denso plexo nervioso, a este nivel las fibras pierden la vaina de mielina y continúan desnudas en íntimo contacto con los odontoblastos y con sus prolongaciones citoplasmáticas, denominándose plexo de RASCHKOW. Algunas de estas ramificaciones pasan entre los odontoblastos para entrar en la predentina, otros se extienden dentro de los túbulos, pero la mayor parte rodean las bases de las prolongaciones odontoblásticas y regresan a la pulpa.

PATRONES ESTRUCTURALES. Los odontoblastos forman una capa de células de 1-5 filas de grosor que revisten completamente a la predentina. (Fig. 18). Por debajo de esta capa se encuentra una zona pobre en células de unas 40 μ de anchura, conocida como *zona de WEIL* ó libre de células, ausente durante la dentinogénesis. Existen pocas células, del tipo de los fibroblastos y células mesenquimatosas. También se encuentran fibrillas reticulares, sustancia fundamental y plexos nerviosos y vasculares. Hacia el interior de la pulpa se encuentra una *zona rica en células*.

o capa subodontoblástica, que después se une al tejido pulpar corriente. (Fig. 18).

FUNCIONES DE LA PULPA:

Formativa: Modela la forma de la futura union amelodentinaria por la formación de depósitos iniciales de dentina.

Nutritiva: El aporte nutritivo y metabólico de la dentina procede de los vasos de la pulpa.

Sensitiva: Conduciendo los estímulos recibidos por las terminaciones nerviosas de la pulpa, todos producen la misma sensación: DOLOR.

Proteccion: Esta función es llevada a cabo por medio de los odontoblastos al formar dentina secundaria reparadora y los macrófagos que combaten la inflamación.

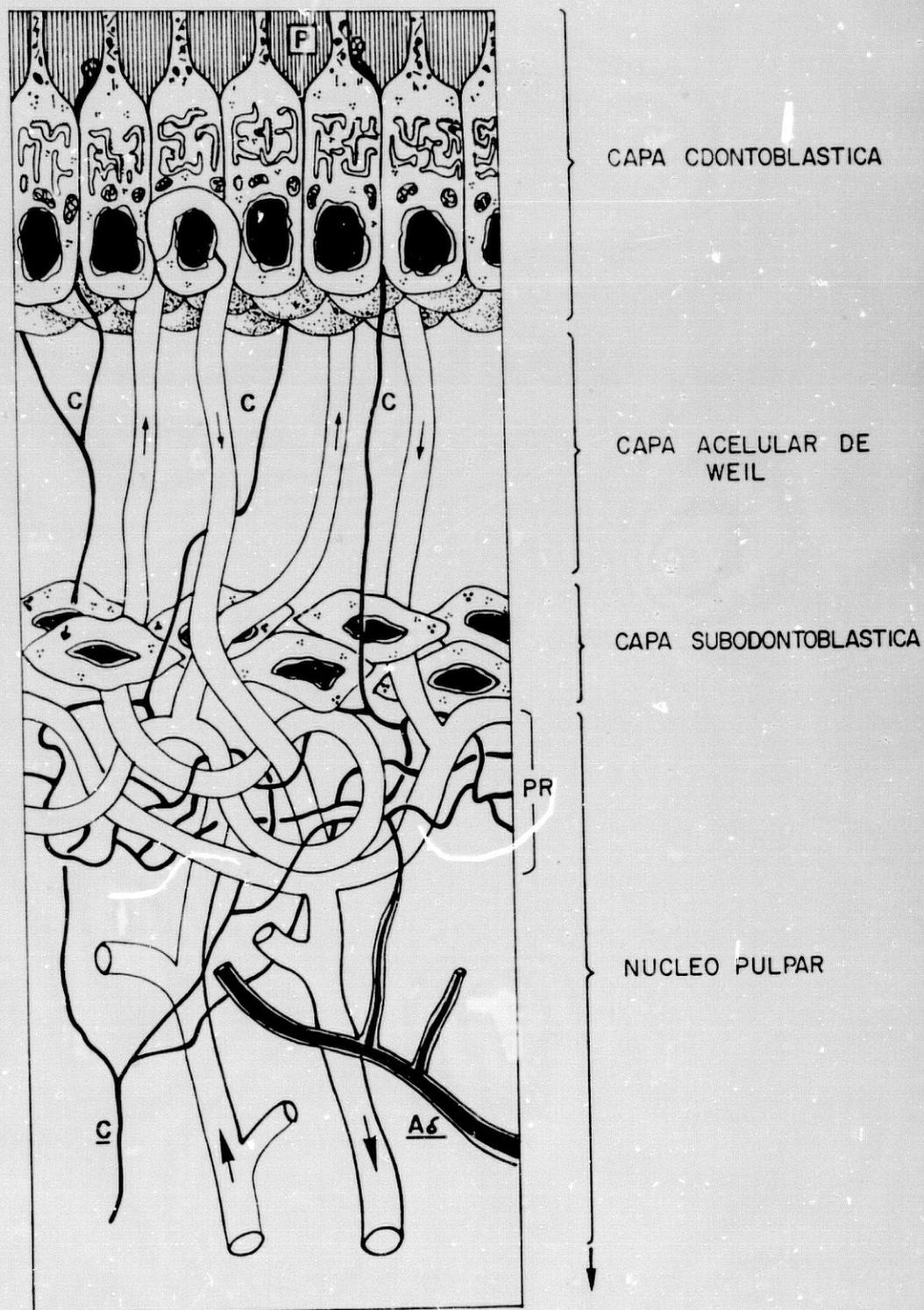
CAMBIOS DEGENERATIVOS DE LA PULPA. *Cambios dimensionales* debidos al proceso continuo de formación de dentina, pueden hacer que la cámara pulpar disminuya de tamaño y en ocasiones se oblitere completamente.

Cambios en su composición o estructura por disminución de odontoblastos y aumento de fibras.

Existen otros cambios debidos a *estimulaciones agudas* de la pulpa como son: la *fibrosis* y la *calcificación* de sus componentes.

La *calcificación* puede ser *difusa o focal*, con formación de cálculos o denticulos, *verdaderos o falsos*. Los verdaderos poseen una estructura semejante a la dentina, los pseudocálculos presentan unas laminillas dispuestas de forma *concentrica*.

HISTOLOGIA DE LA PULPA



- P : PREDENTINA
- PR : PLEXO DE RASCHKOW
- A δ : FIBRAS AFERENTES MIELINICAS
- C : FIBRAS AMIELINICAS

Figura 18.- Tomada del Syllabus. (Dr. Navajas).-

HISTOFISIOLOGÍA DEL CEMENTO.

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA. Es una parte del órgano dentario, de tejido conectivo mineralizado, que recubre las raíces dentarias desde el cuello hasta el ápice radicular. Su origen es mesodérmico. Fue demostrado microscópicamente en 1835 por discípulos de PURKINJE.

COMPOSICIÓN QUÍMICA. Está compuesto aproximadamente en un 46% por materia inorgánica, en un 22% por materia orgánica y en un 32% de agua. La parte orgánica está constituida por células y matriz de colágeno y mucopolisacáridos.

La fracción mineral está compuesta por hidroxiapatita, aunque también se encuentra calcio, magnesio y fósforo en cantidades altas y vestigios de cobre, fluor, hierro, plomo, potasio, sodio, zinc, etc.

La formación de cemento, continua de por vida, ocurre más rápidamente en la punta de la raíz, siendo aquí el grosor del cemento de 700 μ ; sin embargo, cerca de la corona se va adelgazando, pudiendo tener un grosor de 10 μ .

COMPOSICION ESTRUCTURAL Y PATRONES ESTRUCTURALES. -

El cemento radicular lo podemos dividir en cemento celular y cemento acelular.

Si el proceso de cementogénesis es lento, los cementoblastos tienen tiempo de irse retirando hacia el periodonto, produciéndose de esta forma un *cemento acelular*. Sin embargo, si el proceso de cementogénesis es rápido, no dá tiempo a que los cementoblastos se retiren, quedando aprisionados por la matriz en vías de calcificación, produciendo de esta forma el *cemento celular*. Las células aprisionadas son llamadas *cementocitos*.

El primer cemento producido no contiene células, encontrándose inmediatamente por fuera de la dentina a lo largo de la raíz y se conoce como *cemento primario*. Hacia la mitad o dos tercios inferiores, este cemento se encuentra en una capa tan delgada que en ocasiones puede no evidenciarse. Hacia la punta de la raíz existen laminillas alternantes de cemento celular y acelular.

El *cemento acelular* está compuesto por: fibras colágenas, muchas fibras de SHARPEY (43) y sustancia fundamental mineralizada por cristales de hidroxapatita. En la mitad o un tercio superiores sólo existe este cemento.

Vamos a analizar brevemente cada uno de los constituyentes del cemento:

Los *cementoblastos* son células encargadas de producir la matriz, están dispuestos en una capa continua entre el periodonto y el cementoide y forman capas de una o varias células cuboides o escamosas. Poseen numerosas prolongaciones citoplasmáticas y son ricos en orgánoides típicos de células productoras de proteínas. Pueden estar atravesados por fibras procedentes del periodonto o de SHARPEY, que se fijan a la matriz en calcificación. (Fig. 19).

El *cementoide*, capa que rodea a toda la raíz, también denominado *precemento*, se halla entre los cementoblastos y el cemento calcificado. Está constituido por fibras, sustancia fundamental y prolongaciones de los cementoblastos. No está calcificado y como su nombre indica es el precursor del cemento. Su función en los periodos de reposo es la de proteger el cemento contra la erosión. (Fig. 19).

Los *cementocitos* son cementoblastos atrapados por la matriz que se está calcificando, cuando esta calcificación se produce rápidamente. Los cementocitos se alojan en unas lagunas de cemento y sus prolongaciones en los canaliculos del mismo. La actividad de estas células es

minima, sobre todo en las que se encuentran mas cerca de la dentina, estando constituidas por escaso citoplasma y pocas organelas.

La *matriz del cemento* está formada por fibras colágenas, con sus ejes largos orientados paralelamente a la superficie de la raíz, producidas por los cementoblastos y encargadas de asegurar a las fibras de SHARPEY dentro del cemento. Los segmentos de estas fibras incluidos más profundamente se calcifican y se incorporan a la matriz.

Existe otra estructura en la organización del cemento, el llamado *cemento intermedio*, situado entre la capa granulosa de TOMES de la dentina y el cemento acelular, limitado a pequeñas áreas y a la mitad o dos tercios apicales de la raíz. Se cree que esta constituido por células procedentes de la vaina epitelial de HERTWIG que quedan atrapadas en una matriz de dentina o cemento que se ha depositado rápidamente.

La matriz del cemento se deposita de forma ciclica, lo cual se revela por la aparición de unas líneas oscuras muy finas, que bordean las bandas claras más anchas, llamadas *líneas de incremento de SALTER* o líneas de imbricación, que siguen el contorno de la raíz.

El cemento no posee aporte sanguíneo propio, sino que esta función nutritiva le viene del ligamento periodontal. Por otra parte, la primera capa de cemento formada tiene un alto contenido mineral. (44)

El cemento es incapaz de rejuvenecerse mediante autoerosión y reconstrucción y el nuevo cemento se deposita sobre el tejido envejecido. Existen ciertos factores que estimulan la erosión del cemento, como traumas oclusales o yatrogenia, ortodoncia y ciertas enfermedades (quistes, infecciones, tumores). La erosión no es un proceso normal como en el hueso, sino reactivo a estímulos extremadamente rudos y persistentes, que incluso pueden llevar a la destrucción de la dentina.

La superficie erosionada (cementoclasia) de cemento está festoneada por concavidades, *Lagunas de HOWSHIP*, en las que pueden encontrarse o no cementoclastos, que son células grandes multinucleadas. Al cesar los estímulos se detiene la erosión, desaparecen los cementoclastos, reaparecen los cementoblastos y empieza el depósito de matriz. El límite de la reabsorción se marca mediante una línea de color azul intenso, conocida como "línea de resorción", puesta en evidencia con la técnica de tinción de la hematoxilina-eosina.

FUNCIONES Y FISIOLÓGIA.-

Sirve como componente fundamental del aparato de fijación y protege la dentina.

Preserva la longitud del diente por aposición de cemento en la punta de la raíz.

Puede estimular la formación de hueso alveolar.

Ayuda a mantener la anchura del ligamento periodóntico.

Puede sellar agujeros apicales (punta necrosada).

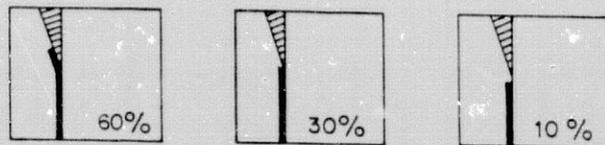
Puede reparar resquebrajaduras horizontales.

Puede agregarse a la raíz para compensar la erosión del hueso alveolar. (45).

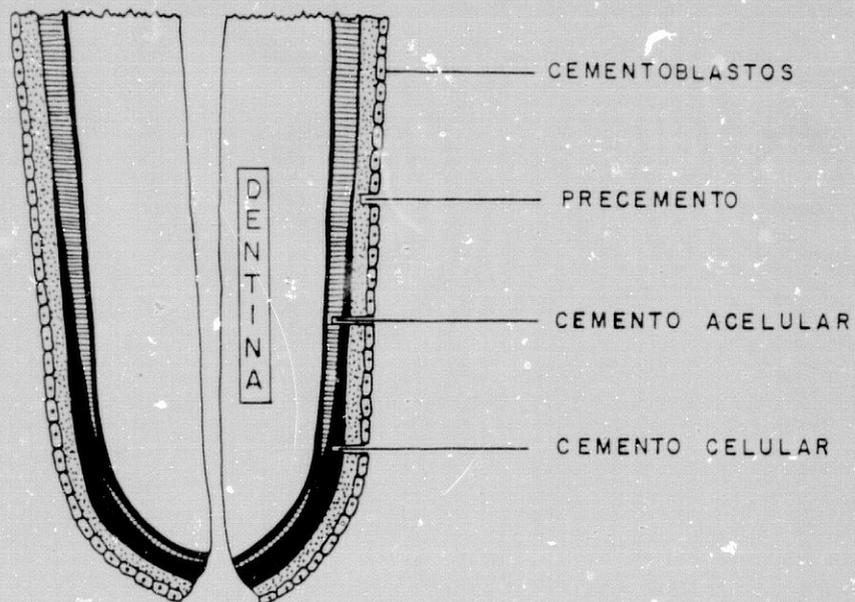
Además del normal proceso de formación del cemento que tiene lugar durante toda la vida, bajo el influjo de ciertas condiciones, se observa un depósito adicional de cemento. La configuración que pueden asumir estos crecimientos regenerativos o de compensación del cemento

pueden ser en forma de espigas, esferas, anillos o anaqueles. Así ocurre en la regeneración de los dientes de leche, regeneración de cavidades de resorción de los dientes definitivos, depósitos de cemento en relación con la fractura de la raíz, en respuesta a pérdidas de contacto con dientes antagonistas, hipercementosis, cementomas y en los cementículos debidos a la mineralización de restos epiteliales degenerados o de vasos trombosados.

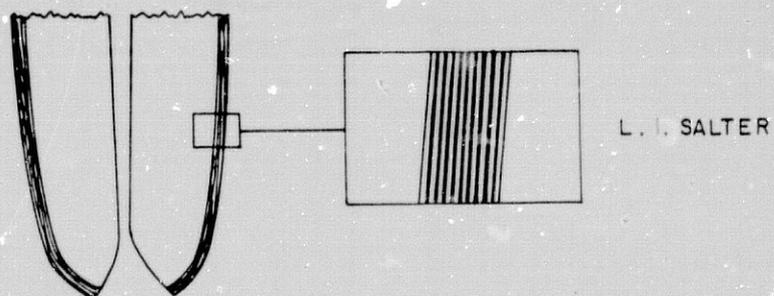
HISTOLOGIA DEL CEMENTO



LIMITE AMELO - CEMENTARIO



ULTRAESTRUCTURA



LINEAS INCREMENTALES DE SALTER

Figura 19.- Tomado de Syllabus (Dr. Navajas)

HISTOFISIOLOGÍA DE LA ENCÍA.

ENCÍA. - Corresponde al llamado periodonto de protección. Forma parte de la mucosa oral situada en las proximidades del diente y junto con la mucosa que recubre el paladar duro constituye la llamada mucosa masticatoria.

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA. - Según su localización la podemos dividir en: *Encía marginal*, situada alrededor del cuello dentario, normalmente mide alrededor de 0'5-2 mm y forma la pared externa del saco o surco gingival. Está limitada en su extremo apical por el *surco marginal*, que separa la encía libre de la adherente. (Fig. 20).

El *surco gingival* es una hendidura virtual situada entre el diente y la encía marginal reflejada sobre éste.

Encía insertada o parte de la encía que se extiende entre la encía marginal, separada de ésta por el surco marginal y la mucosa oral de revestimiento, de la que está separada por la línea mucogingival. Es más ancha en sectores anteriores. (46). (Fig. 21).

La *papila gingival* es la parte de la encía que ocupa el espacio interdental, está constituida por encía marginal e insertada, en distintas proporciones según el tipo de contacto existente entre los dientes contiguos. (47)

COMPOSICIÓN ESTRUCTURAL. - Esta constituida por un sector central de tejido conectivo fibroso, cubierto por un epitelio escamoso estratificado que según las zonas presenta diferentes características.

La *encia marginal* está dividida por la cresta del margen gingival en dos vertientes, una interna que mira hacia el diente y otra externa. La primera se continúa con la adherencia epitelial y constituye la pared externa del surco gingival y la segunda se continúa con el epitelio que cubre la *encia insertada*.

La *vertiente externa de la encia marginal* y la *encia insertada* se encuentran cubiertas por un epitelio escamoso estratificado o malpighiano, que en muchos casos presenta una paraqueratinización y menos frecuentemente una queratinización completa (48), debidas a razones funcionales o bien a factores genéticos.

La *vertiente interna de la encia marginal* forma, como ya hemos dicho, el límite externo del surco gingival, constituido por un epitelio no queratinizado, con algunas células en degeneración hidrópica o vacuolar y escasas papilas epiteliales.

La *encia* se une al diente por medio del epitelio, formando la llamada "*adherencia epitelial*" y por el tejido

conectivo, por medio de la inserción de fibras colágenas al cemento.

Esta *fijación epitelial* al diente está inicialmente formada, al erupcionar el mismo, por capas remanentes del órgano del esmalte que se unen al epitelio bucal. Durante un tiempo puede persistir el epitelio reducido del esmalte, pero luego es reemplazado totalmente por células derivadas del epitelio bucal (49).

El mecanismo de unión del epitelio al diente se ha aclarado recientemente por Microscopia electrónica. Las células epiteliales basales se unen al conectivo subyacente por medio de hemidesmosomas y una lámina basal. Las células de la adherencia epitelial se unen al tejido dentario por un mecanismo similar y en su parte más apical, formada por células basales, se unen la lámina basal interna, que une el epitelio al diente, con la lámina basal externa, que une el epitelio al conectivo.

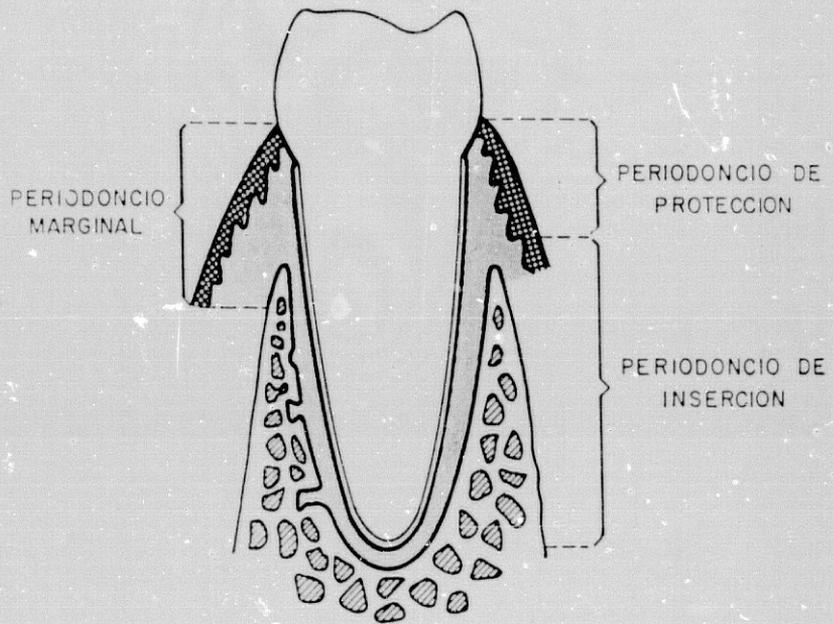
Aunque la unión del epitelio al diente es relativamente firme, permite el desplazamiento de células hacia la zona cervical para la descamación, así como el paso de fluido gingival. Luego, las células de la adherencia epitelial migran hacia la superficie y son expelidas en el surco gingival. (50).

El surco gingival y la unión epitelio-diente están bañados por un fluido gingival o crevicular, proveniente del tejido conectivo y con una función doble: lavado o arrastre mecánico y defensa inmunitaria (Ac). Sin embargo, se ha visto que su origen es de carácter inflamatorio. (51).

El tejido conectivo gingival es densamente colágeno, con abundantes fibras distribuidas en los grupos siguientes: fibras dentogingivales, dentoperiósticas, fibras transeptales, fibras alveologingivales y fibras circulares.

Además de fibras colágenas, la encía contiene células conectivas, abundantes mastocitos y elementos nerviosos y vasculares.

PERIODONTO



PERIODONTO

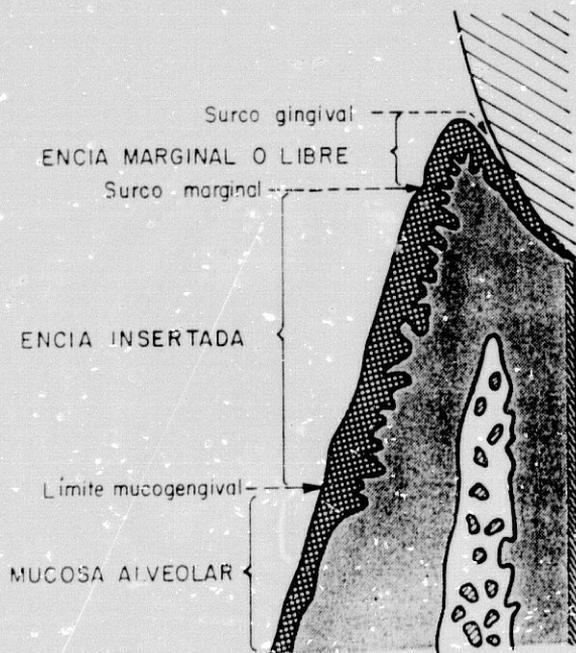


Figura 20.- Tomado de Carranza. Compendio de Periodoncia

La función de este manguito gingival de fijación es la de conectar la encía libre a la corona, sellando el tejido periodóntico y protegiéndolo de materias extrañas que pueden entrar desde la cavidad bucal.

HISTOFISIOLOGÍA DEL LIGAMENTO PERIODONTAL:

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA.- Es un constituyente del periodonto de fijación, junto con el cemento y el hueso alveolar. Es un tejido conectivo fibroso denso dispuesto regularmente, que ocupa el espacio entre el diente y el hueso alveolar. Los haces de fibras colágenas están dispuestos en grupos funcionales y poseen los requerimientos de un ligamento. Junto con el cemento y el borde alveolar forma una articulación de movimiento limitado o sinartrosis. Los haces de fibras periodontales se disponen en los siguientes grupos: *fibras crestodentales* que evitan la extrusión del diente; *fibras oblicuas* hacia apical, de hueso a cemento, que detienen la intrusión del diente; *fibras de transición*, grupos horizontales entre los grupos anteriores y *fibras apicales*, de forma radial. Todas estas fibras describen un curso ondulado y durante los esfuerzos funcionales están en tensión. (Fig. 21).

En cortes horizontales se ven haces de fibras en direcciones tangenciales que son de importancia para resistir los movimientos rotacionales.

Las fibras dan ramificaciones y confluyen con otras, formando un sistema entrelazado muy intrincado.

COMPOSICIÓN ESTRUCTURAL. - Cada fibra esta constituida por multitud de fibrillas de colágeno de 50-80 nm de diámetro. La unidad estructural de esta fibrilla es la molécula de colágeno, formada por cadenas de polipeptidos y cada cadena de polipeptidos por aminoácidos. Además existen fibras elásticas y fibras de oxitalán. (52)

Las células predominantes son los fibroblastos, situados de forma paralela entre las fibras de colágeno. Podemos encontrar también osteoblastos, osteoclastos, cementoblastos, restos epiteliales de MALASSEZ, macrófagos y células cebadas. También encontramos, como es lógico, vasos y nervios contenidos en unos espacios ovoides de tejido conectivo laxo.

FUNCIÓN. - La función principal del tejido periodóntico es la de conservar los dientes sanos y funcionales. Los cambios en el borde alveolar y cemento completamente formados son de adaptación y los estímulos para estos cambios son transmitidos por el ligamento periodóntico que, además de servir como ligamento fijador, sirve también de tejido separador y disminuyen el choque que resultaría de las fuerzas de la masticación. Ayudan al tejido blando a asir el diente, por medio de fibras que van

desde el cemento a la encía libre o marginal, fija e interproximal. Lleva y protege los conductos linfáticos y sanguíneos para sus propias necesidades y las de las encías, cemento y placa cribiforme. Las terminaciones nerviosas propioceptoras del ligamento periodontal reciben estímulos de fuerzas de la masticación, movimientos, textura del alimento y otras.

La función de sostén se ejerce de la siguiente manera:

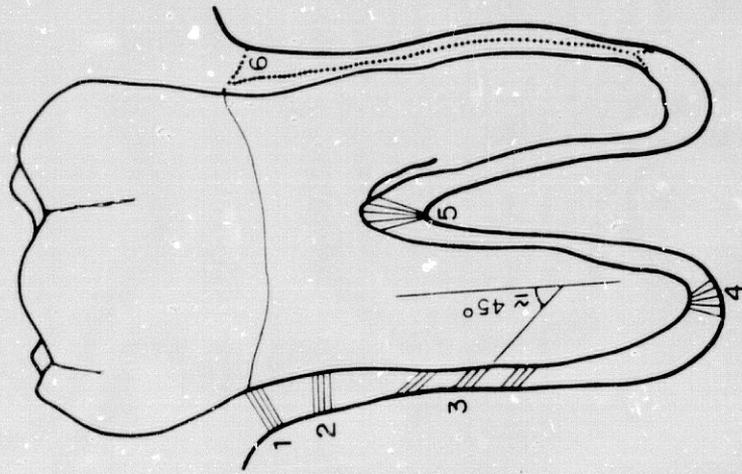
Las fuerzas que se ejercen sobre la corona del diente son transmitidas por el ligamento periodontal al hueso en forma de tensiones. Las fibras principales, de trayecto ligeramente ondulado, se enderezan y entran en tensión. El movimiento del diente solicitado por fuerzas no axiales se hace alrededor de un eje imaginario (fulcrum), situado en los dientes unirradiculares en la unión del tercio medio con el tercio apical de la raíz con soporte óseo y en los dientes multirradiculares en pleno espacio interradicular. Las fibras oblicuas frenarían el movimiento intrusivo del diente. Al dejar de actuar la fuerza, el diente vuelve a su posición y las fibras crestodentales impedirían que se extruyera el diente más allá de lo normal.

Existe además un mecanismo hidrodinámico (53) que consiste en una especie de amortiguador hidráulico. Bajo la

acción de fuerzas oclusales el espacio periodontal debe ser comprimido y el fluido tisular existente en el ligamento debe desplazarse a través de las foraminas de la cortical alveolar hacia los espacios medulares. El lento desplazamiento del fluido impide la compresión rápida del ligamento, frenando el movimiento de intrusión.

El espesor del espacio periodontal oscila entre 150 a 200 micrones, pero varía según la localización. En la unión del tercio medio con el apical es menor, llega al máximo en la zona cervical y toma niveles intermedios en la zona apical. También varía con la función y en el diente sin oclusión alcanza valores mínimos, aumentando en el diente con función intensa.

HISTOLOGIA DEL PERIODONTO



1. F. CEMENTO-ALVEOLARES
2. F. HORIZONTALES
3. F. OBLICUAS
4. F. APICALES
5. F. INTERRADICULARES
6. F. OXITALANICAS

Figura 21.- Tomado de Syllabus. (Dr. Navajas).-

HISTOFISIOLOGÍA DEL HUESO ALVEOLAR.

DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA. - El último elemento del peridonio de sujeción es el hueso alveolar. Son extensiones de la masa ósea del cuerpo de los maxilares superiores e inferiores y forma parte, junto al cemento y al ligamento periodontal, de una sinartrosis.

SU COMPOSICIÓN QUÍMICA es de un 21 % de sustancia orgánica, 71 % de sustancia inorgánica y un 8 % de agua. La porción orgánica le da propiedades de elasticidad y resistencia y está constituida principalmente por colágeno, sustancia fundamental de mucopolisacáridos y células. La porción inorgánica consta de un 85 % de Fosfato de Calcio, un 10 % de Carbonato de Calcio y un 5 % de otras sales minerales.

COMPOSICIÓN ESTRUCTURAL. - Su estructura consta de una *cortical alveolar*, zona de hueso compacta que forma el alvéolo propiamente dicho, *el esponjoso perialveolar* y la *cortical externa del maxilar*.

La *cortical alveolar* limita el espacio periodontal, está formada por hueso de inserción de origen periodontal y por hueso de sostén de origen medular que da refuerzo al anterior. Está perforada por numerosas foraminas o conductos de VOLKMAN, por los que penetran al ligamento periodontal

elementos vasculares y nerviosos provenientes del hueso. El hueso de inserción presenta numerosas laminillas paralelas al eje mayor del diente y el de sostén tiene sus laminillas en direcciones parcialmente concéntricas.

El esponjoso perialveolar aparece en cantidad variable, dependiendo de la función y factores generales y está constituido por trabéculas óseas que limitan espacios mas o menos amplios de médula adiposa.

La cortical externa está compuesta por hueso compacto .

FUNCIÓN.- La función principal de los rebordes alveolares es proporcionar alvéolos en los que puedan fijarse las raíces de los dientes. Protegen nervios y vasos que llevan estos bordes para el ligamento periodóntico, proveen de tejido conectivo laxo al ligamento periodóntico, contribuyen a formar los rasgos estéticos de la cara y son un almacén de sales de Calcio y de médula, función común a todos los huesos.

VASCULARIZACIÓN E INERVACIÓN DEL TEJIDO

PERIODONTAL.- La Vascularización la proporcionan ramas de las arterias dental (rama periodóntica), interdental e interradicular, ramas a su vez de la arteria alveolar. Las arteriolas forman redes capilares para el ligamento

periodóntico y para la encía libre e interproximal, la sangre de estas áreas se drena a través de las venas dental, interdental e interradicular, que fluyen a la vena dental interior, alveolar o subordinaria. El drenaje linfático sigue el mismo curso que el venoso.

Los nervios que inervan los tejidos periodónticos son los nervios dentales, que tienen su origen en las ramas maxilares superior e inferior del nervio trigémino.

Parte 2ª.- REPASO ESQUEMATICO DE LOS CONOCIMIENTOS.

II.- INFLUENCIA DE LA PATOLOGÍA EN LA PÉRDIDA
MORFOLÓGICA DEL DIENTE: CARIES DENTAL.

INFLUENCIA DE LA PATOLOGÍA EN LA PÉRDIDA MORFOLÓGICA DEL DIENTE.

CARIES DENTAL.- Debido a la estructura y propiedades de los tejidos dentarios, que podemos deducir de su estudio embriológico e histológico, la pérdida de las mismas es irrecuperable.

El esmalte no puede regenerarse y la dentina, aunque si posee esta capacidad regenerativa, no es capaz de restaurar "ad integrum" todo el tejido. Por estas causas, para recuperar la morfología y función hemos de utilizar una serie de técnicas y materiales que sustituyan y se asemejen lo mas posible al tejido perdido.

La pérdida de tejido puede deberse a múltiples causas (erosión, fractura, abrasión, defectos congénitos, etc.), pero la que mayor incidencia tiene es sin duda la caries dental.

Definición.- Es el proceso patológico que cursa con la destrucción de los tejidos dentales, causada por microorganismos.

Etiología.- Refiriéndonos a la historia, se sabe que aparece en el homo-sapiens en el paleolítico y ha ido aumentando en incidencia hasta la actualidad, existiendo

problemas de caries en la antigua Asia, Africa y América. Desde su aparición se formularon diversas teorías para aclarar de alguna forma la etiología de esta enfermedad. Así, en el siglo VII a J.C., según la leyenda Asirira, el dolor de muelas era causado por gusanos, persistiendo esta teoría en la Edad Media e incluso en el siglo XVIII contaba con algunos partidarios. En el siglo XVII, VAN LEBEN WENHOECK, padre de la microscopía moderna, habla de unos animalículos, invisibles al ojo, pero presentes en la saliva y dientes, que son los causantes del dolor de muelas. (54)

Los antiguos griegos pensaron que el causante de la caries dental sería un desequilibrio entre los cuatro fluidos del cuerpo, surgiendo la *teoría humoral*.

A finales del siglo XVIII aparece la *teoría vital*, admitida hasta mediados del siglo XIX. Considera que la caries se origina en el diente mismo.

En el siglo XIX, PARMLY sugiere como causante de las lesiones de caries a un agente químico no identificado. Se realizaron experimentos con diferentes diluciones de ácidos orgánicos, encontrando que corroían el esmalte y la dentina. *Teoría química*.

En el siglo XIX, ERBL observa unos microorganismos filamentosos en la superficie del diente, sugiriendo así la *teoría parasitaria o séptica* (Mediados del siglo XIX).

A finales del siglo XIX, (1890) W.D. MILLER señala que la causa de la caries son ácidos producidos por los microorganismos de la boca. PASTEUR y MOGITOT descubrieron que los microorganismos transforman el azúcar en ácido Láctico y que esta fermentación produce la disolución del mineral dental *in vivo*. *Teoría quimio-Parasitaria*. Consideran que la presencia de microorganismos produce un ácido que elimina la sal de Calcio, pero, por sí mismo, ningún microorganismo produce la caries. Esta teoría la reafirma WILLIAMS (1.897), al observar la presencia de placa dental en la superficie del esmalte que evita la dilución y neutralización por la saliva de los ácidos orgánicos que en ella se localizan.

En el siglo XX aparece la *teoría proteolítica*, según la cual los elementos orgánicos o proteínicos son los primeros en sufrir la invasión de los microorganismos. De acuerdo con esta teoría, el componente orgánico es más vulnerable y lo atacan las enzimas hidrolíticas de los microorganismos, después atacarían las sales inorgánicas menos solubles.

Teoría de la Proteólisis- Quelación. - Considera que la caries es una destrucción bacteriana, en la que el primer ataque se dirige principalmente a los componentes orgánicos del esmalte. Los productos de descomposición de la materia orgánica poseen propiedades quelantes y disuelven los minerales del esmalte, actúan en PH neutro o alcalino (55) y (56) y son el resultado de la descomposición microbiana ya sea de los componentes orgánicos del esmalte, de la dentina o de los alimentos ingeridos.

Existen otras teorías, como la que considera la caries como una deficiencia nutricional provocada por una insuficiente fijación de fosfato, o una proporción inadecuada de calcio y fosfato en la dieta. No tiene base estadística o experimental.

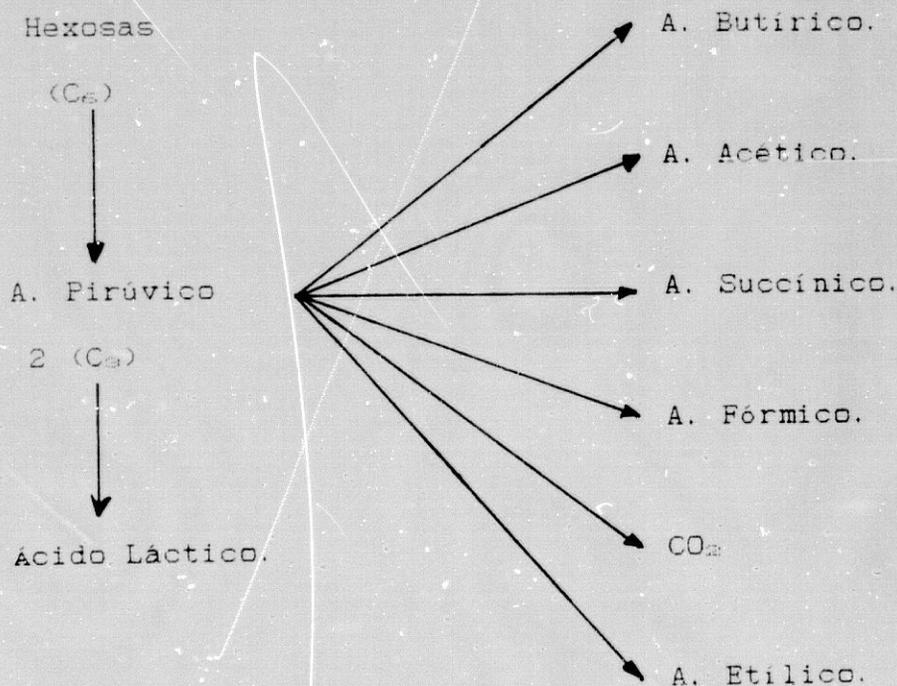
De todas estas teorías la más aceptada es la *quimioparasitaria*, ya que no se duda que los ácidos intervengan en la formación de la caries. STEPHAN demostró que cuando nos enjuagamos con un sustrato apropiado para la fermentación bacteriana, el PH en la placa y en las lesiones de caries disminuye hasta 6'5 y 5, volviendo a partir de los 40 minutos gradualmente a la normalidad. (57).

Otros estudios demuestran que la disminución de PH y su duración depende del grosor de la placa interproximal .

de la flora predominante y del tipo y concentración del sustrato. (58).

En la placa encontramos distintos ácidos: Láctico, acético, propiónico, fórmico y succínico en diferentes proporciones, dependiendo de la población de microorganismos.

Existen diversas vías para que las bacterias formen productos finales ácidos a partir de Hidratos de Carbono.



Los microorganismos formadores de ácido láctico homofermentativo (*Streptococcus Mutans*) convierten cerca

del 90 % del ácido pirúvico en ácido láctico, siendo un microorganismo muy acidogénico ya que éste es un ácido más fuerte que el acético o propiónico, por ejemplo. (59).

El tipo de sustrato influye en el cambio de PH de la placa; la sacarosa, seguida de fructosa y glucosa, son los que producen mayor disminución de PH y el sorbitol el que menos.

A pesar de esto, el PH de la placa no siempre es ácido. Diversos procesos metabólicos de la placa dan lugar a la formación de aminas y de amoniaco por los Bacteroides Melaminogénicos, Furobacterium Nucleatum, Treponema, etc. (60), que unido al poder amortiguador de la saliva produce una elevación del PH.

El concepto actual en la etiología de la caries nos lleva a definirla como una enfermedad crónica (61) y multifactorial en la que interaccionan cuatro factores o parámetros: a) *Microorganismos* (flora cariogénica) b) *huesped susceptible*, c) *sustrato apropiado* (dieta cariogénica), d) *tiempo apropiado de exposición*.

En el *tiempo de exposición* nos referimos a la relación entre la frecuencia de comidas y la formación de caries. Diversos estudios, realizados tanto en animales (STEPHAN) (62) como en humanos (VIPEHOLM) (62), han

descubierto una relación directa entre la actividad de caries y la frecuencia de la ingestión de alimentos. Hoy día hemos aumentado el área de alimentación para refrigerio, lo que parece poseer efectos beneficiosos en cuanto a que disminuye el riesgo de enfermedades isquémicas del corazón, sin embargo existe un aumento de incidencia de caries, por lo que hemos de alentar a los pacientes a ingerir alimentos "seguros" como refrigerio.

Huésped. - Los factores dependientes del huésped son dos fundamentalmente: SALIVA Y DIENTES.

Al hablar de *saliva* nos referimos a la mezcla de secreciones de la cavidad oral, consistente en fluidos de las glándulas salivares, de las glándulas menores y de los residuos del exudado gingival. Existen dos propiedades de este elemento que influyen en la incidencia de caries, la cantidad y la composición de la misma.

La saliva condiciona la protección del esmalte. (63)
Su papel consiste básicamente en:

- a). Limpieza mecánica de la placa dental.
- b). Reducción de la solubilidad del esmalte en un medio con calcio, fósforo y flúor.
- c). Efecto tampón de los ácidos producidos por organismos cariogénicos.
- d). Actividad antimicrobiana.

En cuanto a la influencia de la cantidad, que varía según el flujo de las glándulas salivares, existen numerosos experimentos que demuestran un aumento de incidencia de caries en animales desalivados. (64).

Cuando el hombre sufre una disminución o carencia de la secreción salival, con frecuencia experimenta un índice más elevado de caries dental y una rápida destrucción dental. La xerostomía se ha observado en diversas situaciones: Sarcoidosis, Sind. de SJÖGREN, radioterapia de cabeza y cuello, extracción quirúrgica de glándulas salivares, diabetes mellitus, Parkinson, infecciones virales, agenesia, ansiedad o también por la ingestión de medicamentos que disminuyen el flujo salivar, por ejemplo: anticolinérgicos, antihistamínicos, antiparkinsonianos, antieméticos, antidepresivos tricíclicos, drogas psicótropas, etc. Existe también una xerostomía fisiológica durante el sueño.

En los casos de xerostomía aparecen caries atípicas y existen cambios en la composición bacteriológica de la placa, (aumenta S.M. y L.B.) . (65).

La saliva consta de numerosas sustancias entre las que resulta difícil identificar las que poseen relación con la caries. Parece que no existe relación entre la prevalencia de caries y los componentes amilasa, amoniaco,

urea, calcio y fósforo. Otros componentes salivares son llamados amortiguadores y si influyen claramente en la incidencia de caries, los principales son los sistemas Bicarbonato - Ácido Carbónico y Fosfato, siendo el primero el más importante. Las proteínas no influyen en la amortiguación salivar (66). También posee la saliva unos factores antibacterianos, como la lisozima, lactoperoxidasa e inmunoglobulinas (Ig. A). Hoy en día, aún no está claro hasta qué punto contribuye esta acción antibacteriana de la saliva en la prevención de la caries.

Otro factor dependiente del huésped es el **diente** mismo, de él nos interesa su morfología y la del arco y su composición. Las hendiduras y fisuras son muy susceptibles a la caries. La retención de alimentos, las irregularidades en el arco y el apiñamiento y sobreposición de dientes, favorecen la caries.

El esmalte de la superficie es más resistente a la caries que el subyacente, debido a las diferencias entre sus composiciones. El esmalte superficial posee más minerales y más materia orgánica, pero tiene relativamente menos agua.

Vamos a referirnos brevemente a la Microflora:
Desde los clásicos estudios realizados por ORLAND (67) se establece sólidamente el principio de que la caries dental

es una infección bacteriana, sin embargo se ignora qué factor determina la cariogenicidad de un microorganismo.

La microflora varía según la superficie del diente lesionado estudiado y diferentes organismos muestran selección por la superficie del diente que atacan, existiendo al menos cuatro procesos relacionados con esta selectividad: caries de hendiduras y fisuras, caries de la superficie lisa de los dientes, caries radicular y caries de dentina profunda.

El *Streptococcus Mutans* se encuentra en grandes cantidades en poblaciones con caries activa. La principal evidencia que señala al *Streptococcus Mutans* como el organismo causante de la caries dental en humanos se deriva de los resultados de estudios epidemiológicos realizados en humanos y de estudios de la patogenicidad en los animales, los cuales son concluyentes.

El siguiente factor influyente en la incidencia de caries es el *sustrato*. Se define la dieta como la cantidad de comida y líquidos ingeridos por una persona diariamente, ejerce un efecto local sobre la caries, al ser el sustrato para los microorganismos cariogénicos. La asimilación de estos alimentos y su efecto sobre los procesos metabólicos del organismo es la nutrición, que influye sobre el huésped durante el desarrollo de los dientes.

La sospecha de la influencia de la dieta en el desarrollo de la caries nos data a los primeros filósofos griegos. Hoy día se ha determinado categóricamente a la SACAROSA como la "GRAN CRIMINAL" en la etiología de la caries, en base a numerosos estudios epidemiológicos.

El contenido en azúcar de la dieta, la forma física del mismo y la consistencia y frecuencia de ingestión, son agentes determinantes en el potencial cariogénico de los alimentos.

Los microorganismos causantes de la caries, para iniciar las lesiones deben estar en contacto con la superficie dental, constituyendo una capa densa y amarillenta formada por ellos dentro de una matriz rica en polisacáridos y glicoproteínas, adherida a la superficie dental. A esta estructura se le denominó PLACA DENTAL en 1.969. (68).

La placa representa una estructura bacteriana tenaz, formada en la superficie de los dientes, que no se puede eliminar con agua y que contiene gran número de microorganismos, estrechamente agrupados y rodeados de materiales extracelulares de origen bacteriano y salivar. La placa dental tiene dos fases relacionadas entre sí: una interna en contacto con el esmalte y otra externa en contacto con la cavidad oral, denominada interfase placa-

saliva. Existe una tercera interfase placa-encia en la placa subgingival.

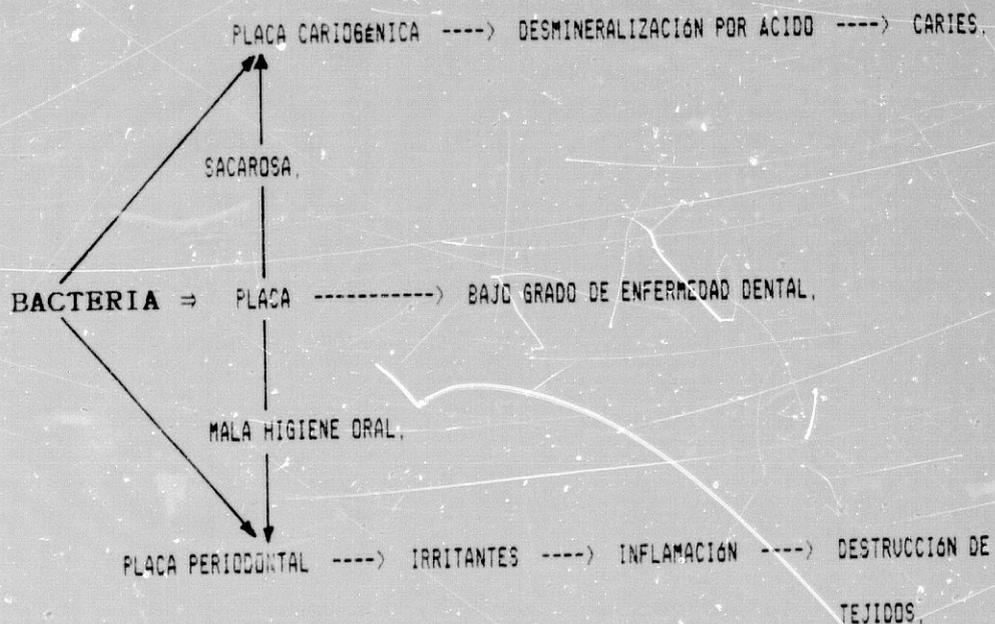
El estudio de la composición de este microcosmos ecológico se hace extremadamente difícil por las grandes variaciones bacterianas de su composición, debidas a diferencias de lugar, oportunismo, tiempo de colonización, nutrición y otros factores. (69).

En definitiva, sobre la placa influyen muchos factores que hacen que su composición varíe, por ejemplo:

- Tiempo.
- Anatomía y posición de los dientes.
- Anatomía de los tejidos periféricos.
- Estructura de las superficies dentales.
- Contactos de los alimentos y tejidos periféricos
- Higiene bucal.
- Saliva.
- Fluido gingival.
- Restos de células epiteliales y leucocitos.
- Régimen.

En los primeros momentos de su formación abundan los gérmenes Streptococcus, Neisseria y Nocardia, mientras que en placas de nueve días de evolución abundan los géneros Veillonella y Corynebacterium. (70).

Se calcula que en una placa dental existen unas 2.5×10^{11} bacterias, de las cuales las dos terceras partes son anaerobias. Representándolas porcentualmente un 27 % son Cocos Gram positivos, un 23 % Bacilos Gram positivos anaerobios facultativos, un 18 % Bacilos Gram positivos anaerobios estrictos, un 13 % Cocos Gram positivos anaerobios estrictos, un 6 % de Veillonellas, un 4 % Bacterioides, un 4 % Fusobacterias, un 3 % Neisserias y un 2 % Vibriones. (71). Los porcentajes citados podemos considerarlos en términos generales, pero ya hemos dicho que la composición de la placa varía enormemente.



HISTOPATOLOGÍA DE LA CARIES DENTAL. (72). Para comenzar este estudio, hemos de partir de un concepto claro: El proceso cariogénico es principalmente una desmineralización.

Mediante estudios de luz transmitida, reflejada y polarizada, microrradiografías y fundamentalmente Microscopía electrónica de Transmisión (M.E.T.) y de Barrido (M.E.B.), se ha podido obtener una explicación de los cambios histológicos observados en la caries.

Vamos a describir la caries del esmalte, de la dentina y del cemento.

CARIES DEL ESMALTE.

- *Cambios macroscópicos de la caries de esmalte.* En una superficie lisa apreciamos pérdida de transparencia que da lugar a manchas blancas (fig. 22), acentuación de las periquimáticas que da lugar a estructuras agrietadas en la superficie y pigmentación parda o amarilla en caries detenidas. Al corte la lesión tiene forma de cono, con el ápice hacia la dentina.

En las fisuras aparece la lesión a los dos lados de la pared, penetrando perpendicularmente a la unión amelodentinaria. Aparecen también cambios de coloración,

desde el blanquecino o amarillo, al pardo o negro. Al corte presenta una lesión en forma de cono, con la base hacia la dentina y el ápice hacia la superficie del esmalte.

Estas alteraciones macroscópicas preceden a la formación de cavidades. La tasa de destrucción de los tejidos depende de:

- 1.- Capacidad estructural local de los tejidos para resistir las fuerzas destructoras.
- 2.- Posibilidad de las defensas sistémicas o factores inmunológicos para hacer frente a la infección.
- 3.- La virulencia de los microorganismos etiológicos.

- *Los cambios microscópicos del esmalte.* En fases precoces la caries causa un daño mínimo en la superficie lisa exterior del diente, provocando una desmineralización considerable debajo de la superficie del mismo.

Las características histológicas son distintas en diferentes zonas:

- 1.- Zona translúcida: Es el primer cambio operado en el esmalte, en el frente de avance de la lesión. No tiene estructura y posee una pérdida de mineral de 1'2 %. Aparece en la mitad de las lesiones. (Fig 23 - TZ)

- 2.- Zona oscura, con birrefringencia negativa debido a la presencia de poros desprovistos de mineral. Su amplitud varia considerablemente (73), se halla normalmente en las lesiones y tiene una disminución mineral del 6 %. (Fig. 23 - DZ).
- 3.- El cuerpo de la lesión es la zona de mayor tamaño y tiene birrefringencia positiva. Hay una pérdida de mineral del 24 % y un aumento de agua y contenido organico por el ingreso de bacterias y saliva. (Fig. 23 - B).
- 4.- La capa superficial (20 - 100 μ) permanece en la lesión inicial casi inalterada, tiene birrefringencia negativa, presenta una desmineralización parcial y aproximadamente un 8 % de pérdida de volumen. (Fig. 23-S).

Parece ser que la descomposición cariosa del esmalte es dependiente de la estructura del mismo. Primero la lesión ataca las estrias de RETZIUS, posteriormente las vainas de los prismas y por último al núcleo del prisma. La desmineralización parece extenderse por las estrias de RETZIUS.

Cambios ultraestructurales. La alteración básica es la destrucción de los cristales de apatita, lo que aumenta los espacios intercristalinos que se llenan de material

amorfo. Existe también una recristalización con formación de cristales anormales.

Hay mayor disolución de cristales en el centro de la cabeza de los prismas que en las colas, con Microscopia Electronica (M.E.) se ve que la disolución comienza en uno de los extremos del cristal y se desarrolla a lo largo de su eje. Esta disolución hace el tejido más poroso y los cristales por fin se desorganizan. Posteriormente las bacterias invaden el esmalte.

Por lo tanto, la caries en un principio consiste en una desmineralización subsuperficial, normalmente queda una capa superficial intacta. Debido a que la superficie del esmalte posee mayor cantidad de fluor, agua y carbonatos, se halla más mineralizada, aunque los cristales aquí son a menudo mayores y con distinta orientación. Por último sufre una remineralización a partir de los iones disueltos en la región subsuperficial.

CARIES DE ESMALTE

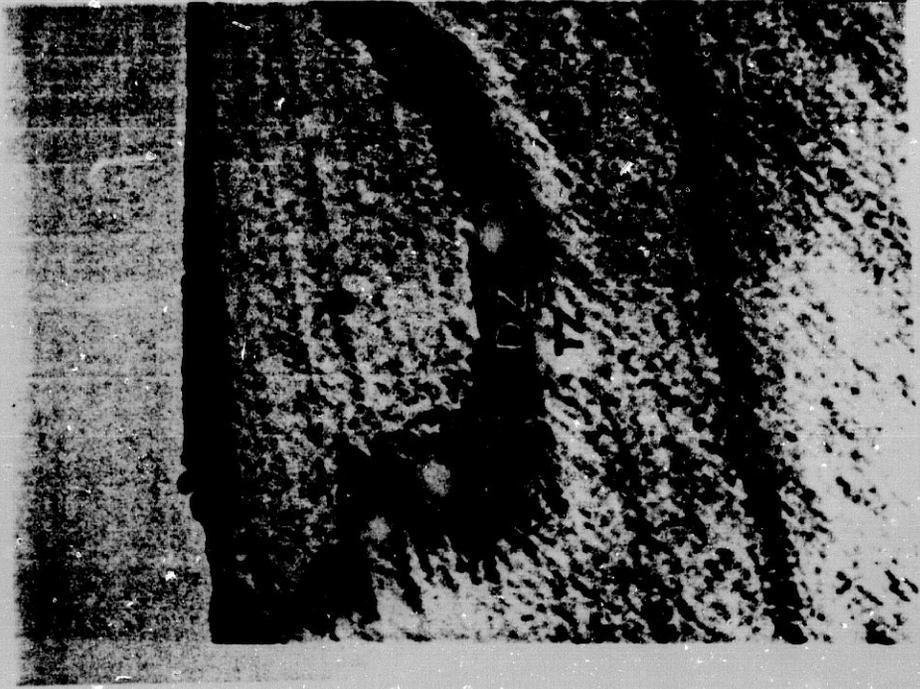


Figura 23.-



Figura 22.-

CARIES EN LA DENTINA.

Cambios macroscópicos: Al progresar la caries y llegar a la dentina, la lesión se extiende en dirección lateral por la unión amelodentinaria siguiendo la dirección de los túbulos dentinarios, formando un cono con la base en la unión amelodentinaria y el ápice dirigido hacia la pulpa. Aparecen diversos grados de decoloración que llegan hasta el pardo oscuro, casi negro.

Cambios microscópicos: Podemos dividir los cambios patológicos en cinco zonas, desde la superficie a la profundidad:

- a). Zona de dentina descompuesta, cuando las varicosidades se funden.
- b). Zona de invasión bacteriana. En esta zona se distiende la luz de los túbulos, dando patrones que parecen comidos por polillas o en forma de rosario. Estas varicosidades se llenan de bacterias y detritus.
- c). Zona de desmineralización.
- d). Esclerosis dentinaria. Parece ser un intento de bloquear el avance de la lesión cariosa, se debe a

la precipitación de material cristalino que se ha disuelto en el proceso carioso.

- e). Degeneración adiposa que precede a la esclerosis.
- f). Proceso odontoblástico en retroceso.

En la caries aguda, las zonas tienden a juntarse y el reblandecimiento precede a la invasión bacteriana.

En la caries crónica, cada zona es pequeña y se las distingue como entidades separadas. La invasión bacteriana coincide con el frente de decoloración y reblandecimiento.

Cambios ultraestructurales. En la zona más profunda de la lesión, los odontoblastos se ven reemplazados por una materia amorfa. En la zona de esclerosis dentinaria existen dos tipos de cristales, los de hidroxapatita y otros cristales romboédricos denominados "cristales de caries", por precipitación de iones disueltos a causa de la caries.

En las zonas más externas existe invasión bacteriana.

CARIES DE CEMENTO.

La caries de cemento exclusivamente no se puede detectar clínicamente, ya que el cemento expuesto tiene un grosor de 20 - 50 μ , de forma que cuando diagnosticamos la lesión ya se encuentra afectada la dentina.

Desde el punto de vista histológico, aparece una "delaminación" a lo largo de las líneas incrementales, pudiendo penetrar la lesión a lo largo de las fibras de SHARPEY. Es normal encontrar una capa superficial radiopaca que cubre la subsuperficie desmineralizada del cemento.

En resumen, vemos que existen muchos factores incriminados en la etiología de la caries, aunque en la actualidad se desconoce el factor desencadenante. Se admite que la influencia genética se encuentra presente en un 50 % y el resto corresponde a la influencia que ejerce la morfología dental y el medio físico-químico que la envuelve.

Parte 2ª. - REPASO ESQUEMATICO DE LOS CONOCIMIENTOS.

III. - RECUERDO HISTÓRICO Y EVOLUCIÓN DE LA
OPERATORIA DENTAL.

RECUERDO HISTÓRICO Y EVOLUCIÓN DE OPERATORIA DENTAL.

Como podemos deducir de los apartados anteriormente expuestos, el diente sufre lesiones que alteran su función y que por las características de los tejidos dentarios son irrecuperables en gran medida. Ha sido una preocupación incesante en la historia, el estudio de técnicas y materiales adecuados para eliminar los tejidos destruidos y restaurar posteriormente la morfología y función de los dientes dentro del sistema estomatognático. También la preocupación iba encaminada a la prevención de las lesiones.

Según SHULZ, el fin de la operatoria dental debe cumplir cuatro requisitos:

- 1.- Anticiparse a los problemas.
- 2.- Prevenir las lesiones.
- 3.- Restaurar o curar.
- 4.- Preservar en el futuro.

Desde la era Paleolítica en que aparece la enfermedad cariosa, parece existir una gran preocupación en

torno a su conocimiento y a las maneras de paliar su sintomatología (el dolor). La primera obra conocida en la que se intentan sistematizar observaciones terapéuticas, "remedios", se encuentra en el Papiro de Ebers (1.500 a J. C.).

La brillante Civilización Egipcia, HIPÓCRATES (460 a J. C.), ARISTÓTELES, ERASISTRATO DE COS, ARCHIGENES DE SIRIA (98 a J. C.), GALENO, AVICENA, AMBROSIO PARÉ (1.507), FAUCHARD (1.728), BLACK (1.891), N. S. JENKINS (1.863), son destacados ejemplos del interés histórico por la Odontología.

Podemos sistematizar esta evolución en el desarrollo de varios campos: conocimiento y prevención de la enfermedad, estudio del funcionamiento del sistema estomatognático, descubrimiento de materiales de obturación y prótesis cada vez con mejores propiedades y desarrollo de instrumentos manuales y rotatorios que nos permiten acceder a la lesión y limpiarla. Todo esto, unido al desarrollo parejo de los restantes campos médicos (Microbiología, Radiología, etc.).

Desarrollo de la Aparatología. El fresado o limpieza de los tejidos duros dentales siempre ha constituido un problema en Odontología, estando marcado el avance científico por el tecnológico. En la historia de esta

evolución podemos citar a GIOVANNI DE VIGO (1.460 - 1.520), que aconseja la limpieza mecánica de las lesiones producidas por caries con trépanos, limas y otros instrumentos, indicando la necesidad de obturar posteriormente esas cavidades para evitar nuevas lesiones. Hasta el siglo XIX se siguieron utilizando trépanos manuales muy ingeniosos, a partir de principios mecánicos que eran comunes a otros oficios o artesanías, o abrasivos en polvo. En 1.838, JOHN LEWI diseña un aparato que al girar pequeñas mechas corta el diente, precursor de las actuales fresas este artilugio se movía a manivela y auguraba un brillante porvenir a los futuros tornos.

MORRISON, en 1.872, presenta el primer torno movido a pedal. GREEN, en 1.873, presenta el primer torno eléctrico. G. A. BONWILL, en 1.876, comienza a emplear diamante para desgastar los dientes y diseña unos instrumentos con el nombre de escariadores "REAMERS". (74).

En 1832, SNELL diseña el primer sillón dental, pero es en 1877 cuando WILKERSON hace fabricar el primer sillón hidráulico. En 1882, ACHESON descubre el carborundo, facilitándose el desgaste de los dientes.

En 1.891, la casa S. S. WHITE de EEUU. presentó su primer surtido completo de fresas de acero. De aquí en adelante el progreso de los tornos eléctricos fue rápido,

asi como el de las piezas de mano y contraángulo necesarios para accionar las fresas.

En 1.942, aparecen fresas de diamante y cinco años más tarde las de carburo de tungsteno, más duras que las de acero común.

A partir de 1.946, se inició el período de la "alta velocidad", consiguiendo elevar la velocidad del torno dental a 25.000 r.p.m. En 1.953 se alcanzan, con una turbina hidraulica, las 50.000 r.p.m. (75).

En 1.955, Mc EWEN (176) describió un contraángulo que por medio de poleas y engranajes, permitía alcanzar 150.000 r.p.m.

En 1.957 (76) aparecen las turbinas accionadas por aire comprimido. En las décadas de los sesenta y setenta se perfeccionan micromotores, turbinas, sistemas auxiliares de refrigeración, aspiración, fresas, piezas de mano y contraángulos adecuados para los diversos usos odontológicos y se efectúan estudios sobre ruido, contaminación y otros problemas.

Evolución de los materiales de Obturación. De forma paralela a la evolución tecnológica se han ido desarrollando diversas formas de cavidades terapéuticas para tratar las

lesiones de caries, adaptadas al material empleado para obturarlas.

En Egipto, se han encontrado momias que poseían obturaciones de oro en la cara triturante de algunos molares. Entre los árabes también se empleaban las orificaciones. Pero fue GIOVANNI D'ARCOLA, en 1450, el primero en utilizar el oro de monedas para obturaciones y MARCOS BULL, en 1.812, comenzó a emplear oro en forma de pequeñas gotas que permitían una mejor adaptación a las paredes cavitarias.

En 1826, AGUSTO TAVEAU empleó en París un tipo de amalgama formada por limaduras de plata y mercurio. (77). El período entre 1.835 y 1.850 fue llamado el de la "guerra de la amalgama".

En 1.832, OSTERMANN preparó un cemento de fraguado rápido, base de los actuales cementos de Fosfato de Cinc. (78).

La gutapercha fue introducida en 1.848 por A. HILL.

Debido a estudios de FLETCHER y otros, se hace justicia a la amalgama de plata, resaltando sus buenas propiedades y sugiriendo mejoras para corregir los defectos. (79)

Aparece el aislamiento del campo operatorio en 1.864, gracias a SANFORD C. BARNUN. (80).

En 1.879, FLETCHER descubre el cemento de silicato, comenzando con él la odontología estética.

En 1.899, LUCKIE utiliza por primera vez la pasta formada por óxido de Cinc y Eugenol. (81).

En 1.893, BLACK perfecciona la fórmula de la amalgama. (82).

En 1.898, N. S. JENKINS descubre la porcelana cocida de baja fusión.

En 1.936, aparecen las resinas autopolimerizables. (83)

En 1963, BOWEN desarrolla las resinas compuestas (84) que, junto al grabado ácido (1955, BOUNOCORE) (85) y la técnica de adhesión a dentina, están revolucionando la odontología actual.

En 1.968, SMITH (86) descubre el cemento de policarboxilato. Otro descubrimiento reciente es el del cemento de vidrio ionómero. (87).

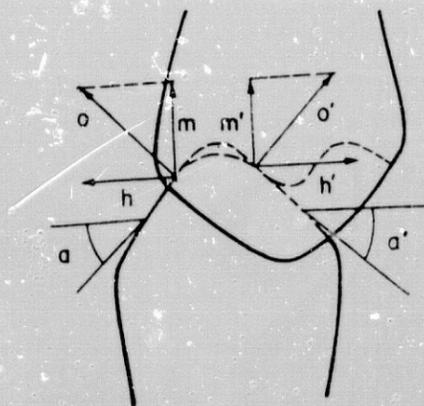
Los avances en la etiología de la caries ya los hemos revisado y el estudio del sistema estomatognático lo analizaremos en otro apartado.

Nuestro fin terapéutico es la realización de una cavidad o brecha resultante de la eliminación de los tejidos enfermos, infectados o debilitados, a la cual vamos a dar una determinada forma interna y externa, condicionada por el material a utilizar así como por los medios tecnológicos del momento y que debe proporcionar, tanto al diente como al material, la máxima resistencia y retención.

Evolución de los diseños cavitarios. Según la clasificación de cavidades de BLACK (88), nos vamos a referir a la evolución del diseño cavitario en las llamadas de clase II, es decir, las realizadas en lesiones de las superficies proximales de premolares y molares, ya que estas cavidades representan el prototipo de las efectuadas en nuestro estudio.

Principios mecánicos. Los principios que van a regir este diseño cavitario se van a basar en una serie de fundamentos mecánicos, como son, por ejemplo, el paralelogramo de fuerzas, la resolución de fuerzas, el momento de una fuerza, la acción de palanca del maxilar inferior, etc.

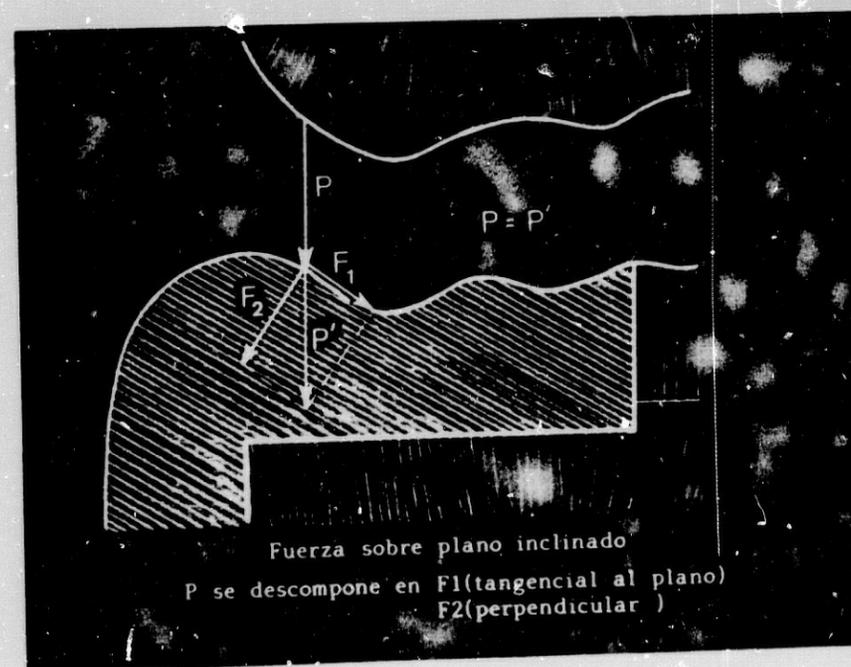
Podemos simplificar el problema suponiendo que las superficies de los dientes son planas pues, aunque son curvas, siempre podemos tomar la tangente al punto de aplicación. Estas superficies planas presentan diferentes inclinaciones y al actuar una fuerza (Fig. 25-P) determinada sobre un plano inclinado se descompone en dos fuerzas (paralelogramo de fuerzas), una paralela al plano (Fig. 25-F₁) y otra perpendicular a él (Fig. 25-F₂) desde el punto de aplicación, por lo que durante el acto masticatorio, los dientes reciben fuerzas verticales, oblicuas y perpendiculares al eje del diente, siendo estas las resultantes más lesivas. Estas fuerzas van a ser contrarrestadas por la resistencia del diente y absorbidas en parte por los tejidos de soporte.



ACCION DE CUÑA

Al actuar una cúspide antagonista sobre los planos inclinados o y o' resultantes de la aplicación de las fuerzas masticatorias m y m' , h y h' fuerzas necesarias para mantener el sistema en equilibrio o que eventualmente pueden determinar la fractura del tejido dentario, a y a' son los ángulos de los planos inclinados cuspidos. A mayor valor del ángulo a , mayor intensidad de las fuerzas resultantes.

Tomado de Barrancos Mooney.



La fricción también va a determinar la fractura de una cúspide o pared dentaria. Determinando el ángulo de fricción, hallando la carga que tiende a mantener el cuerpo sobre el plano y la carga que tiende a desplazarlo, si es igual al ángulo de inclinación de las cúspides, la fuerza de reacción del diente antagonista se iguala a la fuerza opuesta de masticación y la fuerza resultante horizontal nos dará cero. Si bien el ángulo de fricción entre dos superficies lisas como el esmalte dentario lubricado por la saliva, se puede descostar, podemos obtener una conclusión práctica y es que a menor altura cuspidea (plano inclinado con menor ángulo con respecto a la horizontal), existe menor posibilidad de fractura.

En el diente existen planos inclinados que se continúan, pudiendo actuar una fuerza determinada sobre ambas superficies, produciéndose un efecto de cuña al resolverse los componentes de fuerza sobre los planos inclinados afectados, que van a tender a separar los planos en sentido horizontal, alejándose del punto de aplicación. A mayor inclinación del plano con respecto a la horizontal, mayor intensidad de las fuerzas resultantes. (Fig. 24).

La teoría de ROBINSON (89) dice que la fuerza lateral resultante (L) es igual a la fuerza aplicada (X)

dividida por la tangente del ángulo de inclinación de las paredes ($\text{tg } \alpha$).

$$L = \frac{X}{\text{tg } \alpha}$$

El ángulo α viene determinado por la inclinación divergente hacia oclusal de la pared con respecto al eje vertical del diente.

Comprobando que la cuña constituye una de las máquinas más eficientes y que cuanto menor es el ángulo α , mayor resulta la fuerza lateral ejercida, o sea, la ganancia de la máquina, se han realizado experimentos mediante pruebas de fotoelasticidad, viendo las tensiones que se generan al aplicar presiones oclusales en distintos diseños y amplitudes cavitarias (89), obteniendo concentraciones de tensión a nivel de los ángulos diedros en el piso pulpar. Por otro lado se han realizado estudios de flexión (90) del piso cavitario y se ve que ésta es mayor al disminuir el espesor de la dentina remanente, de forma que al duplicar el espesor de la dentina, para producir la misma flexión se necesita una fuerza cuatro veces superior.

INGRAHAM (91) preconiza la protección o recubrimiento cuspeado con el material restaurador para

reforzar la estructura dentaria remanente, pues los diseños típicos para IN LAY de clase I y II aumentan la altura cuspeada hasta tres veces, siendo frecuente la fractura.

También influyen en los diseños cavitarios las propiedades mecánicas de los materiales. Nos encontramos dos problemas fundamentales de mecánica de materiales: si un cuerpo tiene forma de bloque rectangular o prisma, pueden actuar sobre él dos tipos de cargas, unas axiales y otras transversales. En las cargas axiales, la tensión es inversamente proporcional a la superficie y directamente proporcional a la fuerza. Las cargas transversales las podemos equiparar a las presentadas en cavidades compuestas clase II y siguen los principios de las vigas (simples, empotradas o en consola). Si la viga es rectangular, las tensiones máximas sin fractura, son inversamente proporcionales al cuadrado del espesor en sentido vertical, mientras que sólo son inversamente proporcionales a su ancho en sentido horizontal:

$$t = \frac{1}{p^2} = \frac{1}{a}$$

Donde: p = profundidad.
 a = anchura.
 t = tensión.

Como conclusión práctica, procuraremos ganar resistencia en una obturación aumentando su profundidad más que su ancho. Una restauración mesio-ocluso-distal se comportará como una viga empotrada en ambos extremos y una ocluso-proximal como una viga empotrada en un solo extremo.

Como resultado de estos estudios mecánicos, podemos obtener una serie de conceptos claves, aplicables a nuestras restauraciones. Presentan ventajas las restauraciones que sean más profundas que anchas, pero por otro lado: $T = F / S$; al disminuir la superficie de acción de la fuerza, aumentan las tensiones.

En restauraciones con paredes paralelas y piso plano, las tensiones son iguales en cualquier punto. Hoy en día, se tiende a dejar mayor área en la base de la obturación, quedando en la superficie menor exposición de material de obturación y mayor superficie de tejido dentario intacto. Esto lo podemos realizar mientras no debilitemos las paredes bucal y lingual (92).

Si la pared pulpar de la cavidad es cóncava, las fuerzas aplicadas sobre la superficie de la obturación provocan una rotación de la restauración y una fractura de los márgenes por deslizamiento o cizalla. Por ello hemos de procurar que el piso sea plano y se encuentre en dentina

sana, por lo menos el material de obturación debe apoyar en tres puntos planos de tejido dentario sano. (93).

En la obturación ocluso-proximal, en la zona del ángulo axio-pulpar, existe una gran concentración de esfuerzos, que aumentará si aumenta la angulación, por lo tanto debemos redondear el ángulo axio-pulpar.

Según estudios de MAHLER, la pared axial se debe inclinar hacia el tercio medio del diente, de oclusal hacia gingival. (94) Si las paredes vestibular y lingual de la caja proximal se realizan de forma divergente hacia proximal, al ejercer presión sobre el material tiende a desalojarlo por la descomposición del paralelogramo de fuerzas. Para evitar esto se tiende a realizar el tercio más medial de la caja proximal con pared vestibular y lingual paralelas y los otros dos tercios, expulsivos, siguiendo la dirección de los prismas. De esta forma las fuerzas resultantes se anulan entre sí.

Cuando aplicamos una carga en la parte superior de una restauración, tenderá a hundir el material de ambas cajas, oclusal y proximal, hacia el interior del diente, presionando sobre la pared pulpar o axial respectivamente. La restauración que apoya sobre la pared gingival tenderá a extruirse hacia proximal. Para evitar la rotación hemos de anclar la restauración a este nivel por medio de surcos,

perforaciones, hoyos o inclinaciones en el piso gingival, en sentido apical y axial (95).

Las cavidades mesio-ocluso-distales son por sí solas más resistentes y retentivas (96). Con respecto a los ángulos diedros internos de la cavidad, a partir de estudios sobre fotoelasticidad se preconiza su realización redondeada (97). Aunque EAKLE no está de acuerdo (98) y según él, la forma interna de los ángulos no influye significativamente en la resistencia a la fractura del diente.

La resistencia de las paredes cavitarias depende de factores intrínsecos, propiedades debidas a la histología de sus tejidos duros. De esta cualidad se deduce que toda la parte de esmalte debe tener su correspondiente apoyo dentinario y que hemos de evitar la destrucción innecesaria de tejido dentario para incrementar la resistencia de los tejidos remanentes.

Con los materiales plásticos hemos de conseguir un ángulo cavo superficial aproximado de 90° , que es el más conveniente, tanto para el esmalte como para el material de obturación plástico, aunque los prismas de esmalte no siempre son perpendiculares a la superficie externa del diente (99).

Con el advenimiento de las resinas compuestas y las técnicas adhesivas a esmalte y dentina, se han modificado muchos de los principios de retención y resistencia mencionados, como el de mantener la máxima cantidad de tejido sano, no importando dejar esmalte socavado y las formas internas de la cavidad redondeadas.

El diseño cavitario clase II de amalgama ha evolucionado desde BLACK (100), que fue el primero en ofrecer un modelo cavitario sobre bases racionales en 1.908. (Fig. 26-1) La caja oclusal posee paredes paralelas entre sí y perpendiculares al piso, que es plano, la anchura de la caja es de un tercio de la distancia intercuspeada, el istmo es ancho, la caja proximal con paredes paralelas y ángulos marcados, rectos con la pared axial y la gingival.

La retención oclusal se logra por un socavado en la unión del ángulo diedro pulpar con las paredes vestibular y lingual. La retención proximal por socavados en los ángulos diedros buco y linguo-axiales.

El piso gingival debe situarse por debajo de la encía, zona que se creía inmune a la caries. El ángulo cavo gingival lleva bisel oblicuo hacia gingival y apical.

BRONNER (101) en 1.930, introdujo, tras efectuar estudios de las condiciones mecánicas, una serie de cambios: (Fig. 27-8).

- Caja oclusal semejante a BLACK.
- En la caja proximal realiza un istmo angosto y las paredes bucal y lingual las hace convergentes a oclusal.
- Bisel en el borde cavo gingival.
- Angulo gingivo-axial agudo.

WARD (1.940). (Fig. 26-2), en la obra "The American Textbook of Operative Dentistry", 5ª edición, en un principio describe cavidades como las de BLACK, pero al investigar sobre la amalgama establece una caja oclusal, con paredes expulsivas, piso plano y ángulos marcados. La caja proximal es expulsiva en sentido axio-proximal, con retención en forma de rieleras. En sentido gingivo-oclusal, las paredes pueden ser paralelas o convergentes hacia oclusal. La rielera la realiza en dentina, ligeramente por dentro del límite amelodentinario, en las paredes bucal y lingual; bisel en el ángulo cavo gingival; retención en oclusal, en la unión del piso con todas las paredes laterales y ángulo axio-pulpar redondeado.

GABEL (102) en 1.940. (Fig. 26-3) diseña una cavidad donde la resistencia de la caja oclusal y la retención las obtiene con pisos planos, ángulos diedros definidos y paredes paralelas entre sí y perpendiculares al piso; redondea el ángulo axio-pulpar para reducir tensiones. En la caja proximal realiza las paredes divergentes hacia proximal, siguiendo la dirección de los primas y convergentes en sentido gingivo-oclusal. En la parte interna de la caja proximal fabrica unas zonas de retención a base del tallado de unas pirámides triangulares de base gingival. El istmo lo hace lo más estrecho posible y aumenta su resistencia dotándolo de mayor profundidad.

En 1.949, PARULA y cols. (103) describen la siguiente cavidad: (Fig. 26-4)

- Caja oclusal con paredes divergentes a oclusal.
- Caja proximal siguiendo el diseño de GABEL, pero en el tercio interno de esta caja las paredes serán paralelas, con ángulos axio-bucal y axio-lingual muy marcados, para darle retención.
- La pared axial es ancha en sentido buco-lingual, para dar anclaje al material.

- Retenciones en la caja oclusal, debajo de cúspides fuertes.

- Borde cavo cervical con bisel y por debajo de encía.

- Bisela el ángulo axio-pulpar.

En 1.951, MARKLEY (104). (Fig. 27-5) propone un diseño cavitario con paredes convergentes hacia oclusal (siguiendo a BRONNER), sigue realizando retenciones en los ángulos axio-pulpares y preconiza la máxima conservación de tejido dentario, aconsejando que el ancho de la caja oclusal no exceda de un cuarto de la distancia entre las cúspides.

El avance técnico en la década de los cincuenta, lleva a la construcción de fresas sin cantos afilados, con forma cilíndrica, cónica o periforme, comenzando a popularizarse los ángulos cavitarios redondeados para disminuir tensiones.

En 1.972, RODDA (105). (Fig. 27-9) sigue preconizando la máxima conservación de tejido y cavidades de un cuarto de la distancia intercuspal. Siguiendo las experiencias de TERKLA (106), elimina las retenciones de la caja proximal. No considera necesario biselar el borde cavo gingival, porque la caja proximal la extiende poco en

sentido ocluso gingival y llega a un sitio donde los prismas de esmalte caminan de forma horizontal.

LAMBERT (107), (Fig. 27-10) y ALMGUIST (108), en 1.973, aconsejan cavidades superconservadoras, con ángulos redondeados y convergencia oclusal.

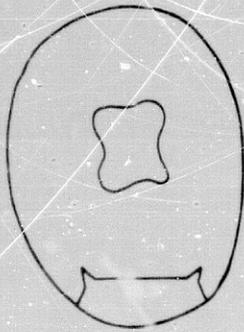
MONDELLI (109), (Fig. 27-6) y colb. siguen preconizando cavidades conservadoras de un cuarto o menos de distancia buco-lingual (110). Las paredes bucal y lingual pueden ser paralelas o convergentes, dependiendo de la altura cuspeada, siempre tendiendo a buscar un ángulo de 90° con el borde cavo. Redondean el ángulo axio-pulpar. MONDELLI si es partidario de realizar retenciones (111), pero más extendidas hacia oclusal que las clásicas (BLACK, BROWNER, GABEL) para contrarrestar las fuerzas expulsivas, mayores en los dos tercios oclusales de la porción proximal, como refiere GALAN junior (112).

GILMORE en 1.977 (113) (Fig. 27-7), propone cavidades de un cuarto de distancia intercuspal, convergentes a oclusal, con ángulos redondeados e insiste en la necesidad de hacer surcos retentivos en la caja proximal, en los dos tercios oclusales. Si la lesión no lo pide, deja la obturación por encima de la papila gingival, en una zona accesible a la limpieza.

EVOLUCION DE LOS DISEÑOS CAVITARIOS

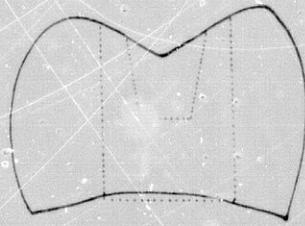


A

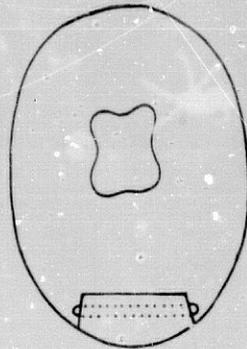


B

1 : A - Cavidad de Black
B - Corte trasversal.

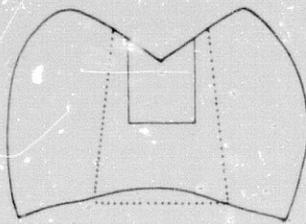


A

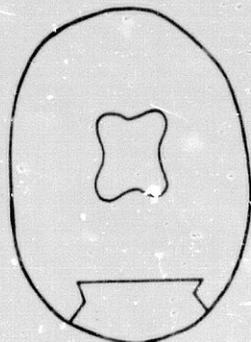


B

2 : A - Cavidad de Ward
B - Corte trasversal.

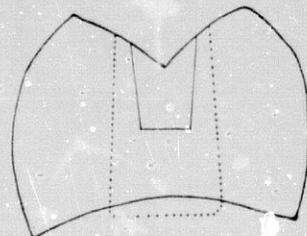


A

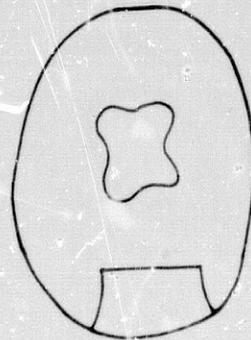


B

3 : A - Cavidad Gabel
B - Corte trasversal.



A



B

4 : A - Cavidad Parula
B - Corte trasversal.

Figura 26.-

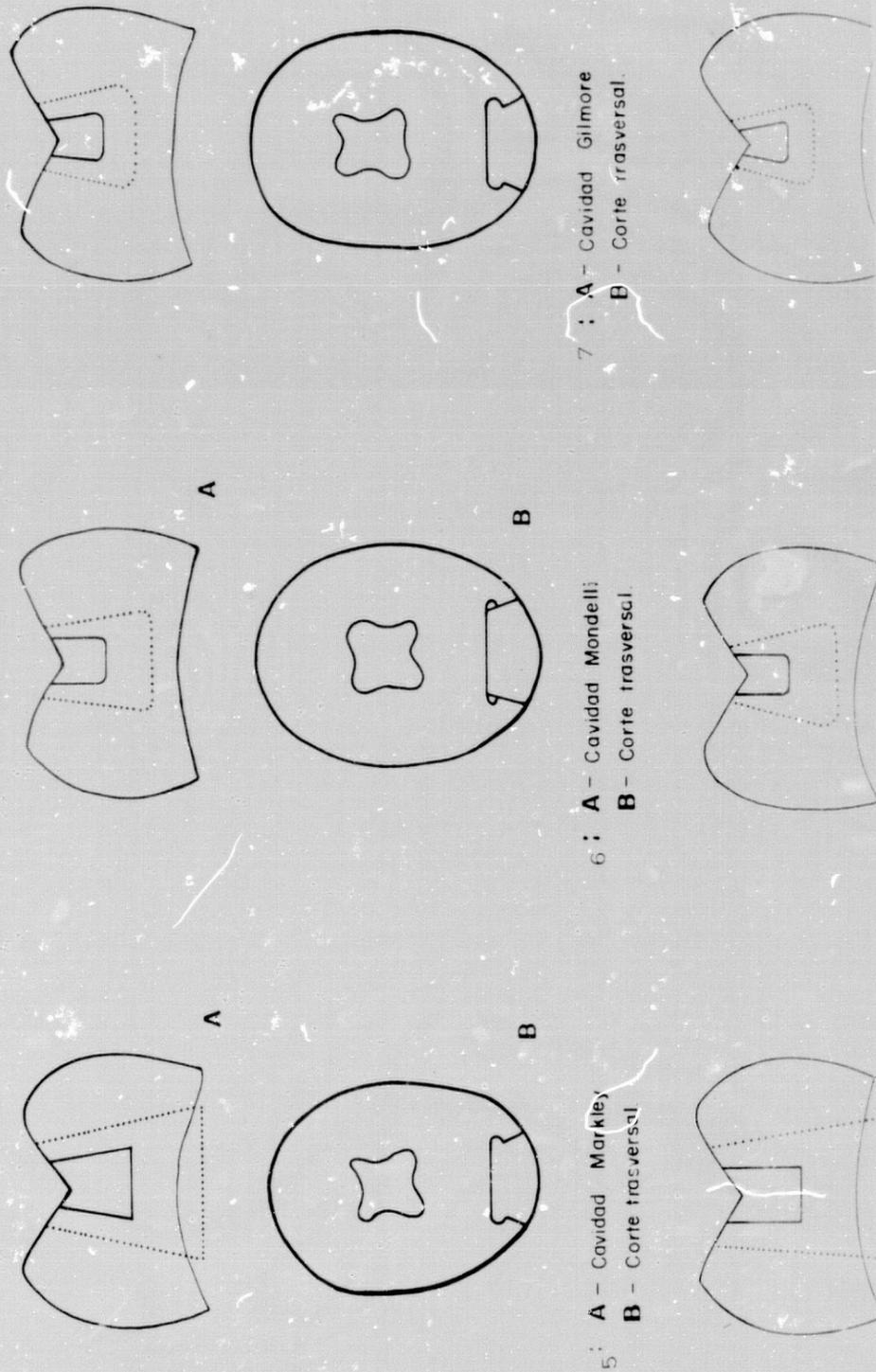


Figura 27.-

Según hemos visto, la mayoría de los autores están de acuerdo en que al eliminar tejido disminuye la resistencia del diente, pero ya MONDELLI (110) apuntaba que la anchura del istmo tiene menor impacto en la resistencia a la fractura de dientes con preparaciones oclusales solamente o tipo I, que en las de tipo II, seguramente debido al mantenimiento de los arbotantes rebordes marginales. Esto fue corroborado en posteriores investigaciones por GERAL J. RE (114), quien también se cuestionó el diseño del contorno cavitario interno con ángulos agudos o redondeados, en cavidades tipo I, no hallando tampoco diferencia en la resistencia a la fractura entre los dos tipos de diseños, de acuerdo con EAKLE (98).

En contra de esto, LARSON T.D. (115) halla que el ancho de la porción oclusal en cavidades tipo I afecta más la resistencia a la fractura de la corona que la presencia o no de cajas proximales.

Debido a los avances técnicos, al mejoramiento de las condiciones higiénicas y preventivas de la población, a la detección de lesiones tempranas, a la mayor resistencia en los materiales de obturación, etc... se ha ido reduciendo la eliminación de tejido dentario en el diseño de nuestras cavidades terapéuticas, tendiéndose a una idea fundamental

en nuestro quehacer cotidiano, "el ahorro de tejido dentario".

Con las nuevas técnicas de adhesión y con las resinas compuestas como materiales de obturación, se persigue este criterio de conservación al máximo. Las cavidades para resina compuesta tienen contornos redondeados y la máxima conservación de tejido que nos permitan las circunstancias clínicas.

CAVIDADES PARA COMPOSITE. En un principio se utilizaron para los composites cavidades semejantes a las del cemento de silicato.

La técnica del grabado ácido supuso una revolución en el diseño cavitario. El conseguir la mayor superficie de esmalte con prismas cortados longitudinalmente a su trayecto (lugar de mejor grabado 100 μ m. de profundidad), nos lleva al concepto de margenes cavitarios biselados. En 1.977, LUESCHER et al (116) consideraron un diseño cavitario para clases II ideal para conseguir una buena unión, con todos los margenes biselados queda una superficie oclusal de material demasiado ancha. No tienen en cuenta que las propiedades superficiales de los composites son críticas, debiendo tender los diseños cavitarios para estos materiales a reducir la exposición superficial del material al máximo y que el composite, en espesores finos, bajo fuerzas funcionales se fractura. (Fig. 28-B).

JACOBSEN (117) en 1.984, observa que la dirección de los prismas en el surco oclusal es inclinada hacia el surco, por lo que realizando cavidades con paredes paralelas se cortan perpendicularmente los prismas. Recomienda una cavidad estrecha en oclusal, con paredes paralelas y sin biselar y con contornos internos redondeados, igual que en proximal, para facilitar el flujo en la inserción del polímero. Aconseja biselar la porción

proximal, ya que aquí los prismas caminan en línea recta hacia la superficie. (Fig. 28-A).

Estudios comparativos con secciones oclusales "a tope" o biselados han demostrado que la junta "a tope" provee excelente sellado marginal antes y después de los ciclos térmicos, en comparación con el margen biselado (113).

**MARGENES Y DISEÑOS CAVITARIOS
PARA OBTURACIONES CON RESINAS COMPUESTAS**

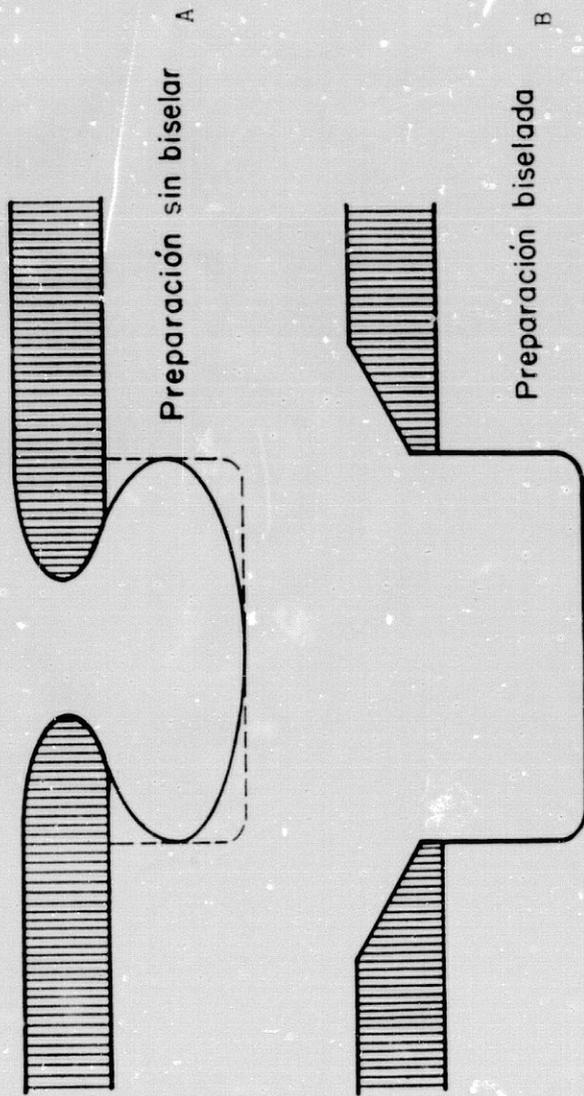


Figura 28.- Tomado de Bernd Heinz. Composites fotopolimerizables teoría y práctica de su técnica. Actualidad Dental. 1987. 1,4 : 10.-

PARTE 2ª. - REPASO ESQUEMATICO DE LOS CONOCIMIENTOS.

IV. - IMPORTANCIA DE LA RECUPERACION MORFOLÓGICA DEL
DIENTE. OCLUSIÓN.

IMPORTANCIA DE LA RECUPERACIÓN MORFOLÓGICA DEL
DIENTE. OCLUSIÓN.

En el segundo cuarto de siglo aparece el concepto de infección focal y una gran tendencia a la extracción de piezas dentarias en mal estado, como consecuencia de los múltiples fracasos originados por medios y técnicas defectuosos.

Al extraer una pieza dentaria o no reconstruirla imitando su morfología original, provocamos una serie de alteraciones en el equilibrio de este complejo sistema, una vez que los dientes erupcionados y ubicados en sus respectivos alveolos entran en oclusión.

En esta armonía juega un papel fundamental la peculiar anatomía de la tabla oclusal (crestas, fosas, troneras, cúspides), perfectamente adaptada a su función, la trituración de los alimentos. Cada diente, según su anatomía, está colocado de forma ordenada y específica, constituyendo unas curvas conocidas en conjunto como arcadas dentarias que, cuando se ponen en contacto con las antagonistas, están sujetas a unos sistemas de fuerzas opuestas que delimitan un punto de relativo equilibrio, conocido como *zona neutra* (119). Existe un sistema de fuerzas transversales, constituido por los labios, carrillos y lengua, que se anulan entre sí y que mantienen las piezas

dentarias en una determinada situación en sentido vestibulo-lingual.

Otro sistema de fuerzas en sentido vertical está constituido por la erupción continua y por las fuerzas oclusales de cierre.

Existe, por último, otro sistema de fuerzas orientadas en el plano sagital y constituidas por la resultante de la componente anterior que se crea en las piezas dentarias posteriores al poseer un eje inclinado hacia mesial y la acción de las fuerzas de oclusión. Esta fuerza resultante anterior se ve contrarrestada por la fuerza de reacción que representa la continuidad de la arcada.

El estado de equilibrio en los tres ejes, es conocido como paralelogramo de GODON (120). (Fig. 29). Su alteración nos lleva a extrusiones, mesializaciones o distaiamiento y a vestibulizaciones o lingualizaciones de las piezas.

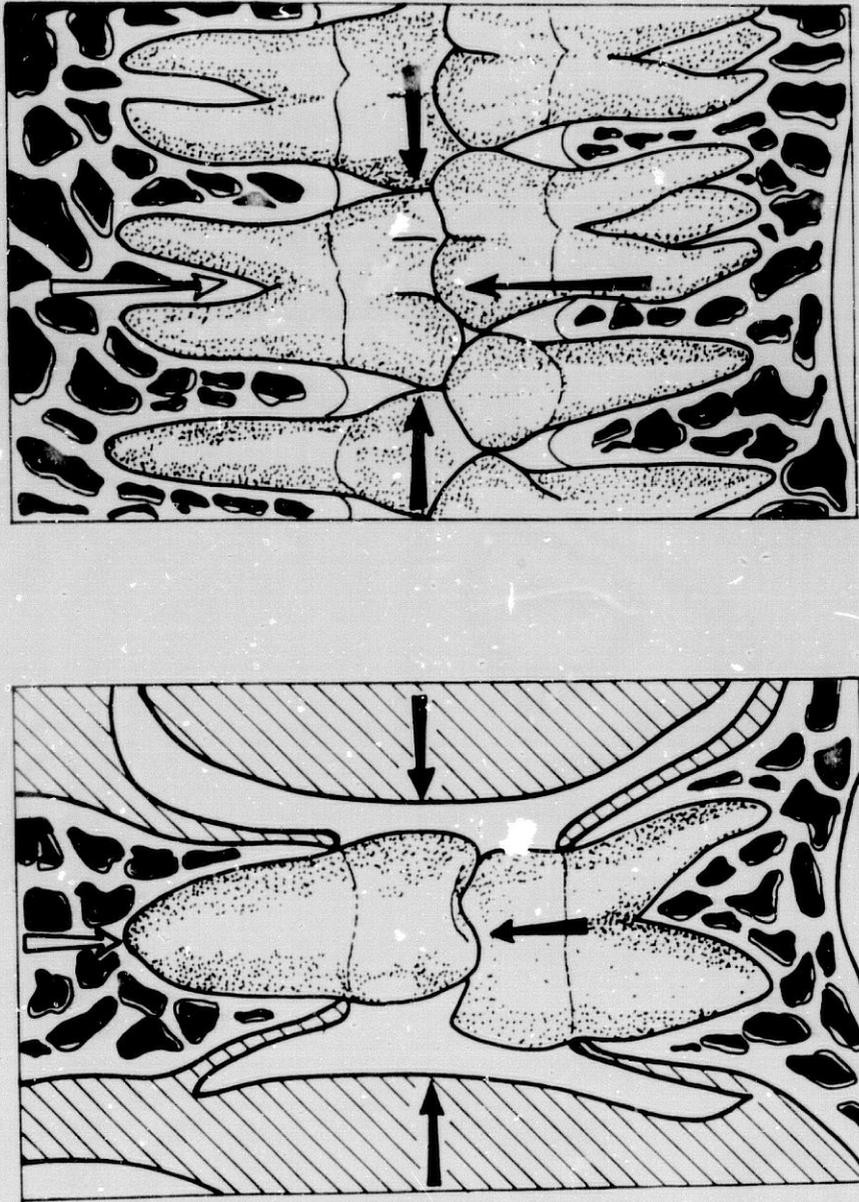


Figura 29.- Tomado del libro de texto: Anatomía odontológica funcional y aplicada FIGUN.

ESQUEMA DEL EQUILIBRIO DE FUERZAS DE GODON.

La disposición espacial de los dientes en los arcos dentarios es diferente dependiendo de la forma, tamaño e implantación de los mismos y de la forma del hueso, pero en general toman la configuración de curvas catenarias. (119).

- En el plano horizontal tienen una forma elíptica o parabólica.

- En el plano sagital se forman la curva de V. SPEER, por la necesidad de compensar las trayectorias condílea, molar e incisiva. Las disarmonías cuspideas en altura rompen la suavidad de esta curva y tienen potencialidad para crear interferencias en la función. (121).

- La proyección sobre el plano frontal de la línea que une transversalmente los ápices de las cúspides vestibulares y linguales de las piezas dentarias posteriores de ambos lados de la arcada, genera otra curva de concavidad superior, conocida como curva de WILSON. En sujetos con gran abrasión o desgaste oclusal, esta curva se invierte (122), (123) y (124).

Las relaciones de las piezas dentarias vecinas en un mismo arco se denominan relaciones interproximales y forman los puntos de contacto. Los espacios que rodean al

punto de contacto son los espacios interdentarios, o pirámides cervical y oclusal, y las troneras vestibulares y linguales, o pirámides de las caras libres.

Entre las dos arcadas existe unas relaciones estáticas:

La dentición humana es psalidodonta, es decir, la arcada superior desborda hacia vestibular a la arcada inferior, de forma decreciente hacia distal. En una visión proximal de los incisivos superiores e inferiores en contacto, se ve el desbordamiento en sentido vertical u "overbite" y también se observa el "overjet" o desbordamiento en el plano horizontal que, junto con la cara palatina del incisivo superior y la vestibular del incisivo inferior, delimitan un triángulo descrito por HANAU, cuya hipotenusa corresponde a la trayectoria incisiva. Este triángulo es también observable en los molares, pero de menor tamaño. La trayectoria de la cúspide del molar inferior deslizándose sobre el molar superior, se denomina *trayectoria molar* (125).

En oclusión, cuando las arcadas entran en contacto, cada pieza dentaria se relaciona con dos oponentes, a excepción de los incisivos centrales inferiores y los terceros molares que sólo se relacionan con una pieza oponente. Según ANGLE la normocclusión u oclusión normal

puramente morfológica, no dinámica, sería aquella en la que los dientes se engranaran de una manera tal, que la cúspide mesio-vestibular del primer molar superior coincidiera en el mismo plano con el surco mesial de la cara vestibular del primer molar inferior. A esta oclusión estática se la denomina NORMOCLUSIÓN ó CLASE I DE ANGLE.

Cada pieza dentaria inferior se relaciona con su homóloga opuesta y con la anterior a ésta, al revés ocurre en las piezas dentarias superiores.

Las relaciones de las tablas oclusales opuestas, las podemos resumir de la siguiente forma:

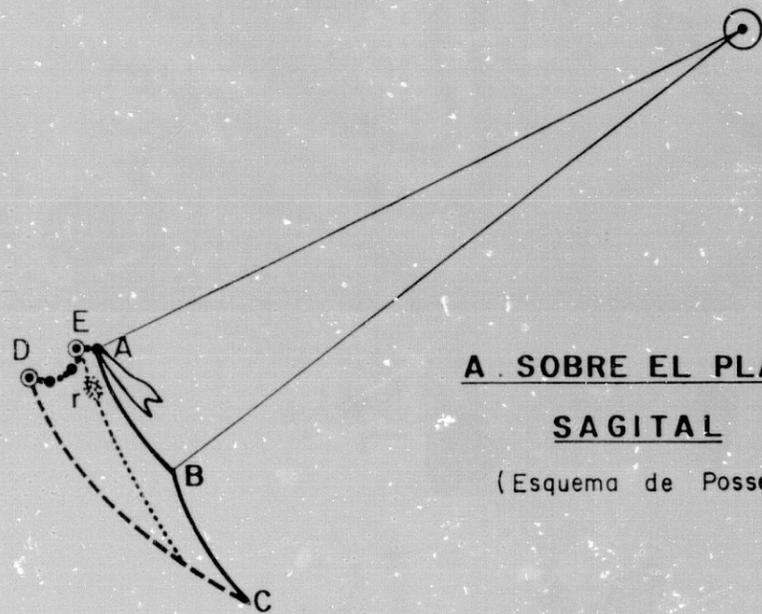
Las cúspides de soporte vestibulares inferiores y linguales superiores se relacionan con rebordes marginales opuestos, a excepción de la cúspide mesio-lingual de los molares superiores, que ocluye en la fosa central de los molares inferiores antagonistas y de la cúspide disto-vestibular de los molares inferiores, que ocluye en la fosa central de los molares superiores opuestos. Estas cúspides que se relacionan con fosas, son de tipo ESTAMPADOR.

Lo que más nos interesa es mantener una oclusión correcta, no desde el punto de vista anatómico, sino desde el punto de vista fisiológico, estando en armonía con las distintas partes del aparato masticatorio, con la

articulación temporomandibular y en especial con el sistema NEURO - MUSCULAR.

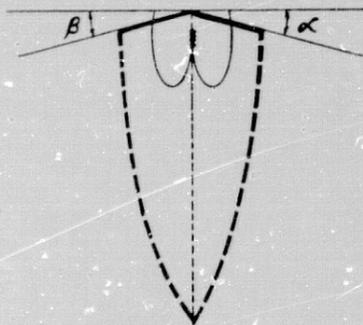
Para poder llegar a definir los elementos que contribuyen a esta armonía, se han estudiado exhaustivamente la estática y los movimientos mandibulares. Se ha definido la oclusión céntrica, relación céntrica, posición de reposo mandibular, etc. La Kinesiología estudia los movimientos realizados en los tres ejes del espacio y diseña gráficas para simplificarlos, como el esquema de POSSELT (126), proyección sobre el plano sagital de los movimientos límites de apertura y cierre. (Fig. 30-A), el esquema de GYSI, (127), (Fig. 30-C) arco gótico o punta de flecha, proyección sobre el plano horizontal de los movimientos límites contactantes de lateralidad y la gráfica del ESCUDO SUIZO (Fig. 30-B), proyección sobre el plano frontal de los movimientos contactantes laterales (ángulo funcional masticatorio de Planas) (128), al que se le añade la máxima apertura en lateralidad.

PROYECCIONES PLANAS



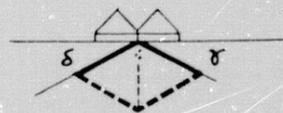
A. SOBRE EL PLANO SAGITAL

(Esquema de Posselt)



B. SOBRE EL PLANO FRONTAL

(Escudo Suizo)



C. SOBRE EL PLANO HORIZONTAL

(Esquema de Gysi)

La proyección en el espacio de todos estos esquemas genera un cuerpo geométrico, denominado bicuspide de POSSELT (1.957) (126), delimitado por todas las posiciones límites de los movimientos mandibulares, dentro de los cuales están englobados (movimientos intrabordeantes) los movimientos habituales de masticación, deglución, fonación y ciertos movimientos relacionados con emociones y esfuerzos físicos.

Varias escuelas intentan definir los postulados que deben cumplirse para conseguir una oclusión ideal. Por ejemplo, la escuela equilibradora, (129) la escuela de Michigan (130) y la escuela Gnatológica (131) difieren en conceptos como la relación interdentaria, el tipo de relación de contacto, las características de las posiciones de contacto en oclusión centrada y relación centrada, las características de los movimientos de protusión-retrusión y las características de los movimientos de lateralidad.

Todos los estudios respetan los principios fundamentales de la oclusión, como son: procurar una transmisión axial de las fuerzas, un reparto plurioclusal óptimo de las fuerzas para evitar sobrecargas, lograr que la masticación sea eficaz y crear confort y libertad funcional. Además, se llega a la conclusión de que existe una gran capacidad de adaptación funcional del sistema neuromuscular del aparato masticatorio para tolerar las agresiones, así

como para salvar interferencias o contactos prematuros, estableciendo unas determinadas trayectorias mas complejas que los eviten y que lleven a la mandibula, de forma automatica, a su posición final. Para ello se encuentran en alerta una serie de receptores (propioceptores, exteroceptores) que evitan que el sistema sufra deterioro.

En los contactos funcionales entre los dientes en la ultima fase de la masticación y en la deglución en vacio, no suele existir patologia. Los contactos que producen patologia son el resto de los contactos dentarios extras, realizados con cualquier movimiento mandibular programado; por ejemplo, el BRUXISMO O PARAFUNCION, en cuya aparición se involucran factores psicologicos, musculares y dentarios.

En nuestras reconstrucciones hemos de evitar al maximo la aparición de contactos dentarios extras, que no estén relacionados con las funciones ya mencionadas. No debemos crear inestabilidades en la oclusión al excavar fosas exageradas, pues los dientes irán a buscar nuevamente el equilibrio y pueden aparecer contactos parafuncionales. Para lograr la maxima estabilidad se aconseja aplanar las fosas, asi la cúspide antagonista hace tope sobre una superficie plana que absorbe todas las fuerzas y le presta una ligera libertad de movimientos (céntrica larga de 1 mm a 1'5 mm), pudiendo pasar con libertad de OC a RC y viceversa.

Hemos de prestar atención a las obturaciones que incluyan superficies de contacto de cúspides estampadoras, realizadas con materiales plásticos que sufran un fácil desgaste, así como al mantenimiento por el material de obturación del punto de contacto, para evitar migraciones, tanto verticales como en sentido mesio-distal, que nos lleven a la parafunción. (120)

PARTE 2ª. - REPASO ESQUEMÁTICO DE LOS CONOCIMIENTOS.

V. - MATERIAL DE OBTURACIÓN.



Vamos a realizar en este apartado, un breve repaso sobre la evolución de los diferentes materiales utilizados en nuestro trabajo.

AMALGAMA DENTAL. El inicio de su uso se asocia a diversos nombres, (DARGET, BELL, ...), pero fue en Paris, en el primer tercio del pasado siglo, cuando AUGUSTO TAVEAU (1.826) la obtuvo mediante la unión de limaduras de monedas de plata a las que añadía mercurio. (132).

En 1.833 fue introducida en Estados Unidos por los hermanos CRAWCOMS, con la pretensión de sustituir al oro como material de obturación. Su uso indiscriminado dió lugar a la llamada "guerra de las amalgamas" (1.845-1.850), hasta que en 1.850 se hizo justicia a este material, poniendo fin a esta disputa y considerándolo digno de ser utilizado en la boca. El verdadero inicio de la era científica de la amalgama fue en 1.895, con G.V.BLACK (133) y desde entonces hasta nuestros días, ha sido objeto de gran número de estudios para eliminar en lo posible las desventajas de este material que sigue siendo el más empleado en odontología restauradora. (134)

Composición. - El material se logra por la unión de partículas de una aleación metálica en polvo, con mercurio. Los principales componentes de la aleación son la plata y el

estaño, que van a posibilitar la formación de un compuesto intermetálico de fórmula Ag_3Sn (fase Gamma).

En 1.923, la A.D.A., en su apartado número 1, establece la composición de este material como sigue:

Plata, mínimo 65 %.

Estaño, máximo 29 %

Cobre, máximo 6 %

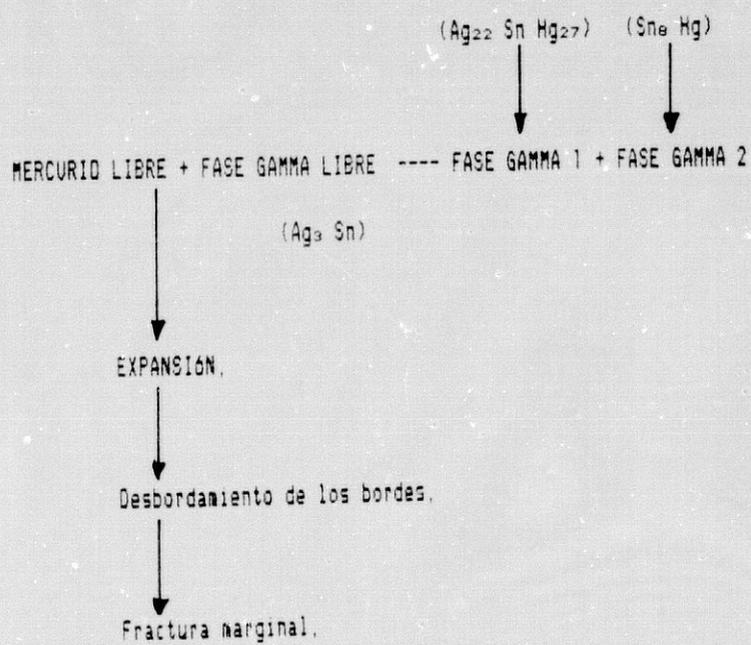
Zinc, máximo 2 %

El cobre, que se añade a costa de sustituir parte de la plata para mejorar las características mecánicas del material final, se puede aumentar por encima del 5 % sin producir excesiva expansión del material, siempre que esta sustitución no se realice a expensas de disminuir la proporción de estaño. (135). Si la cantidad de Cu es superior al 2'5 % se forman, con el estaño, los compuestos Cu_3Sn ó Cu_6Sn_5 . (136). La presencia de zinc se justifica para evitar la oxidación de los demás componentes.

En la década de los sesenta, con esta composición, se fabrican aleaciones de partículas irregulares y de partículas esféricas, obtenidas por atomización de la aleación, fundida con un gas inerte. Estas "aleaciones convencionales" presentan una elevada corrosión y un alto Creep.

JØRGENSEN (137) expone en 1.965 su teoría de la expansión mercuroscópica, al estudiar el deterioro marginal en estas obturaciones. Al actuar los compuestos químicos de los alimentos sobre el estaño de la aleación, se produce la corrosión de la amalgama originándose óxido Estañoso e hipoclorito de estaño, (138) que restan estaño de la aleación, quedando mercurio libre procedente sobre todo de la fase gamma 2 (Sn Hg). Este mercurio reacciona con las partículas libres de la fase gamma, provocando la expansión y la fractura marginal, (139) al formarse fase γ_2 .

FENOMENO DE JØRGENSEN



La expansión por la corrosión y el deslizamiento por el creep (140) son los responsables fundamentales de las fracturas marginales, la causa más común del fracaso de este material. Las peores propiedades de la amalgama de plata, tanto mecánicas como de corrosión, van unidas a la fase γ_2 . (141) (142).

El cambio revolucionario en las amalgamas dentales lo constituye el descubrimiento de las aleaciones carentes de fase gamma 2. Debido, por un lado, a las observaciones de GRANATH (143), quien apunta la ausencia casi total de fallas marginales de las antiguas amalgamas de cobre-mercurio, usadas en odontopediatría; lo que le lleva a experimentar con una mezcla de ambas aleaciones. Y a las investigaciones de INNES (144), cuya meta era la búsqueda de una aleación de mayor resistencia, lo que le llevó a añadir a la estructura una fase dispersa, componiendo una aleación de dos terceras partes obtenidas por el fresado de un lingote de aleación convencional y el otro tercio formado por partículas esféricas del eutéctico plata-cobre. El cobre posee gran afinidad por el estaño y, al haber cobre suficiente, todo el estaño es ocupado por él, no pudiéndose formar de esta forma fase γ_2 . Esto lo confirmó 20 años más tarde SARKAR. (145)

A esta nueva amalgama se la llama de fase dispersa, porque en ella la fase γ_2 que inicialmente se forma se difunde o dispersa para formar un compuesto con el cobre.

Numerosas investigaciones clínicas y de laboratorio llevan a la conclusión de la gran importancia de este tipo de amalgama. Se ve que estas amalgamas conservan integridad marginal mayor, poseen menor comportamiento viscoelástico, menor creep y menor corrosión que las amalgamas convencionales. Con estos logros, aunque las investigaciones continúen, la amalgama constituye uno de los materiales más nobles y de uso más amplio.

RESINAS. - El comienzo de la odontología estética surgió al descartar los materiales metálicos, que absorben la energía luminosa y por esto son opacos y antiestéticos, para realizar tratamientos en el sector anterior o visible de la boca. Para estos fines, el material más empleado fue el cemento de silicato, descubierto por FLETCHER en 1.879, que, pese a su desintegración en el medio oral, cambios de color con el tiempo y acción tóxica pulpar, tenía propiedades estéticas superiores a las obturaciones realizadas con oro y era más sencilla su preparación.

Este primer intento en la consecución de estética en la odontología conservadora, se continuó con la utilización de los plásticos. Parece ser que comenzaron a

emplearse con estos fines durante la Segunda Guerra Mundial en Alemania (1.936-1.941). (146)

El campo de las moléculas gigantes, grandes polímeros o plásticos sintéticos, ha influido sobremanera en la vida de los últimos años de este siglo. Ropas, materiales de construcción, complementos domésticos, equipos electrónicos y casi toda la actividad humana, utiliza en su desarrollo algún tipo de plástico. Originariamente estas sustancias químicas eran desechos pegajosos de laboratorio, que quedaban después de ciertas reacciones orgánicas.

Los materiales que vamos a estudiar, son hidrocarburos macromoleculares. El átomo predominante de estas moléculas es el carbono que, con cuatro electrones de valencia, puede unirse por medio de enlaces covalentes con otros átomos iguales o con otros elementos. Esta unión entre átomos no nos lleva necesariamente a la formación de un sólido, como ocurre en los materiales metálicos y cerámicos. Para que aparezca el estado sólido es necesaria la unión entre distintas moléculas por aparición de dipolos, produciéndose atracción entre ellas. A estas fuerzas de atracción se les llama fuerzas de VAN DER WAALS.

Los primeros polímeros o resinas utilizados en odontología se denominan resinas autocurables o de polimerización en boca. Para su obtención, se parte de un

líquido formado por el monomero, unidad estructural que se repite dentro de la estructura gigante del polimero, que se mezcla con polvo, lograndose una masa plástica fraguable que, mediante una reacción de polimerización por adición, va a solidificar.

Los polímeros por adición se originan mediante la unión de moléculas sencillas insaturadas que, mediante un reajuste electrónico conveniente, poseen una gran tendencia a fijar átomos sobre ellas. En esta reacción no existe liberación de moléculas, como H_2O , NH_3 , etc..., a diferencia de la reacción de condensación. Las macromoléculas obtenidas tienen la misma composición centesimal que el monomero.

La polimerización por adición es una reacción en cadena que transcurre en tres etapas: iniciación, crecimiento y terminación. La iniciación consiste en brindar al monómero la energía necesaria para que se produzca la apertura de los dobles enlaces. Si el monómero sólo posee un doble enlace resultará un polimero de cadenas lineales, si posee dos o más dobles ligaduras dará lugar a un polímero de cadenas cruzadas, que será termofijo, más estable y con mejores propiedades que el de cadenas lineales. Esta iniciación o energía necesaria la puede proporcionar un agente químico o bien agentes físicos como la luz y el calor.

En las primeras resinas autopolimerizables, la iniciación se lleva a cabo por un agente químico, llamado INICIADOR. Los más utilizados son los peróxidos, que son capaces de descomponerse dejando radicales libres con la suficiente energía como para iniciar la reacción, es decir, abrir el doble enlace. Al suceder esto, la molécula de monómero queda activada y choca con otra a la cual activa, continuando el proceso y produciendo la propagación o crecimiento de la reacción. La formación de la macromolécula termina cuando la cadena activada aparee un electrón libre con otra cadena o radical.

Químicamente, esta manera de polimerización se basa en la formación de radicales libres. Un radical libre es un compuesto con un electrón desapareado, que convierte al radical en muy reactivo. Cuando un radical libre choca con una ligadura $C = C$, puede aparearse con uno de los electrones de la ligadura complementaria, dejando libre al otro miembro del par. De esta manera, el propio monómero se convierte en radical libre y continúa la reacción.

En estas primeras resinas, el líquido está constituido por el monómero, un éster del ácido metacrílico o metacrilato de metilo con un doble enlace, obteniéndose un polímero de cadenas lineales. Para que la reacción ocurra en

un tiempo aceptable clínicamente, se añaden al monómero unos aceleradores, aminas terciarias, mercaptanos o derivados del azufre. Al monómero también se le añaden unos estabilizadores de color y unos inhibidores de la polimerización, hidroquinonas, para asegurar una conservación del líquido sin que se altere y un tiempo de trabajo adecuado. El polvo contiene el polímero o forma polimerizable del monómero, con el iniciador y colorantes.

En la mayoría de los casos, estas resinas no están formadas sólo por metacrilato de metilo, sino que suelen combinarse con otros monómeros que poseen dos dobles ligaduras y así posibilitan el entrecruzamiento de las cadenas, obteniéndose un polímero más estable y menos atacable por disolventes.

La principal ventaja con respecto a los silicatos es su inalterabilidad en el medio bucal. La estética, aunque en un principio sí es mejor a la conseguida con los silicatos, con el tiempo es casi igual de lamentable. También son deficientes su poca resistencia al desgaste y su gran inestabilidad dimensional, debida a su gran contracción de polimerización y a su elevado coeficiente de variación térmica, de ocho a nueve veces más que la estructura dentaria. (147)

Intentando paliar estas desventajas surgió la primera resina clínicamente aceptable, desarrollada por R.L. BOWEN, en 1.968 (84), añadiendo a la resina matriz un relleno de partículas inorgánicas de alta dureza, mejorando la resistencia del material y su rendimiento clínico. Comenzó la era de LOS COMPOSITOS, material en constante investigación y actualización, con unas propiedades adhesivas y una capacidad tan llamativa de restituir la resistencia estructural en la pieza lesionada, que nos resulta sumamente atractivo aunque es difícil de utilizar.

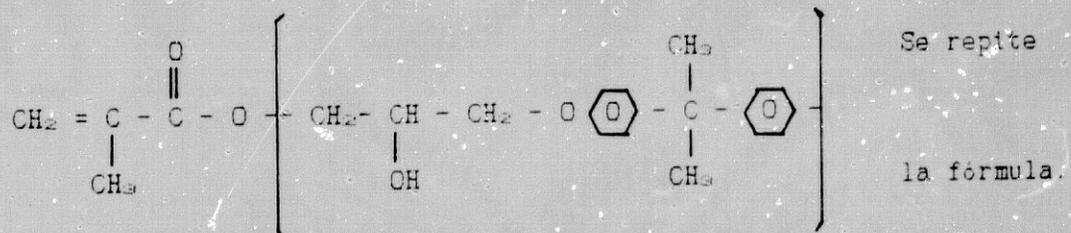
COMPOSITOS. - Analizaremos este material comenzando su estudio por su composición química y siguiéndolo con su clasificación, propiedades y aplicaciones. Por fin, analizaremos la adhesión a la estructura dentaria.

Composición química

.- Por definición es una resina compuesta, en cuya formación participan al menos dos fases, una fase matriz y una fase dispersa o de relleno, además de un lazo de unión entre ambas o fase de enlace.

Matriz.- En el primer composite dental se utilizó una epoxirresina como matriz y partículas de cuarzo fundido convenientemente tratadas.

Este nuevo material mejora las propiedades mecánicas y reduce el coeficiente de variación térmica de la resina autocurables, pero apenas disminuye la contracción de polimerización. Esto se logra en 1.956 partiendo de un monomero de mayor tamaño inicial, reduciendo las uniones y con grupos activados en ambos extremos, dando lugar a la formación de cadenas cruzadas con estructura termofija. Así apareció el BIS-GMA, abreviatura utilizada por BOWEN, para el 2'2- bis (-4(2-Hidroxi-3metacriloxi-propiloxi)-fenil)-propano.



Los grupos aromáticos confieren mayor rigidez al polímero final, pero también confieren alta viscosidad a las sustancias en estado líquido, haciendo imposible su manipulación. Para contrarrestar este inconveniente se añaden otros monómeros "diluyentes" (148).

En la actualidad se sigue utilizando ampliamente como matriz de resina el BIS-GAMA o bien los dimetacrilatos de uretano.

El fenómeno de polimerización se consigue por la obtención de radicales libres bien por vía química o COMPOSITOS QUIMIOPOLIMERIZABLES o bien por un medio físico como la luz, COMPOSITOS FOTOPOLIMERIZABLES.

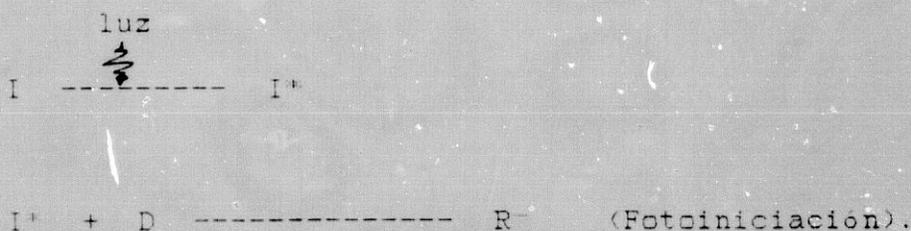
El activador puede ser:

- Químico.- Amina terciaria.
- Físico .- Luz ultravioleta o luz visible.

En los materiales quimiopolimerizables, los radicales se obtienen al reaccionar este activador químico (dimetil-toluidina) con un iniciador (peróxido de Benzoilo).

En los composites fotopolimerizables por luz visible, los radicales se generan por absorción de radiación de determinada longitud de onda (470/nm) por un

fotoiniciador (I), la canforoquinona. Estos grupos activados han de ser reducidos por un fotorreductor (D), que generalmente es una amina para producir los radiales libres.



En los composites fotopolimerizables por luz ultravioleta, los radicales libres se generan por absorción de la luz de 360 nm de longitud de onda por un compuesto organico que se incorpora a la fórmula, el eter alquil - benzoico, el cual, al quedar activado actúa sobre el peróxido de benzoilo generando radicales libres.

La reacción inicial se propaga y el crecimiento termina por disproporción, quedando una proporción variable (6-36 %) de moléculas insaturadas. A mayor insaturación tenemos menor dureza, más creep y más desgaste.

El grado de insaturación y el de polimerización están en función de la distancia o profundidad de la superficie irradiada con respecto a la fuente de radiación.

En resumen:

<i>Composite</i>	<i>Iniciador</i>	<i>Activador.</i>
Quimio-polimerizable	Peróxido de Benzoilo	Dimetil Toluidina
Fotopolimerizable luz ultravioleta	Eter Alquil Benzoico	360 nm.
Fotopolimerizable luz visible	Canforoquinona	470 nm.

A la resina base BIS-GMA, o bien diuretano dimetacrilato, se le añaden otros sistemas de resina de cadena más corta, con menor peso molecular, lo que les confiere un alto grado de movilidad y un mayor grado de conversión o de polimerización. Entre estas resinas diluyentes tenemos: Metilmetacrilato (MMA), etilenglicol dimetacrilato (EDMA) y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGMA), la más frecuentemente utilizada. El grado de

conversión de la resina está directamente relacionado con la cantidad de TEGMA e inversamente con la cantidad de BIS-GMA, influyendo en la dureza del composite, ya que a mayor grado de conversión, mayor dureza posee el composite. La dureza del composite se evidencia mejor al medirla después de haberlo sumergido durante algún tiempo en soluciones reblandecientes como el alcohol. (149) (ASMUSEN 1.984)

En los composites activados químicamente, el fraguado es uniforme en todo el bloque. En los sistemas activados por luz, la polimerización sólo llega hasta una determinada profundidad, dependiente de la profundidad de los rayos activadores, la composición del material, la fuente de luz y del tiempo de exposición.

Es conveniente, para conseguir mayor profundidad de polimerización y evitar la dispersión de la luz por las partículas de relleno, que la longitud de onda de la luz visible sea más del doble del diámetro de las partículas de relleno.

La luz Ultravioleta es más eficiente en cuanto a capacidad de conversión que la luz visible, pero tiene serios inconvenientes, como el riesgo de provocar lesiones a largo plazo (150), la poca profundidad de polimerización y que no permite la polimerización a través de tejidos calcificados.

Las ventajas de la luz visible con respecto a la luz ultravioleta son:

- a) - Mayor profundidad de polimerización.
- b) - Mayor rapidez de polimerización.
- c) - Emisión mas constante de energía.
- d) - No hay que esperar el calentamiento de la lámpara.
- e) - Menor riesgo. (151).

Por ello, en clinica se han sustituido las lamparas de luz ultravioleta por las de luz visible.

Relleno. - Los composites se diferencian principalmente por su contenido de relleno inorgánico. El tipo, el tamaño y la cantidad de relleno inorganico sirven al profesional para predecir el rendimiento clinico de un determinado material.

El diámetro de las partículas de relleno oscila entre 0'04 y 30 μ . Los primeros composites, *composites convencionales o altamente cargados con partículas grandes*, utilizan como material reforzador de la resina, el cuarzo (vidrio, borosilicato, cerámica), obtenido mediante tallado y aplastamiento de grandes pedazos de material hasta convertirlo en pequeñas partículas con forma casi siempre de astillas. Se obtienen así unas partículas muy duras, de

tamaño entre 1 y 30 μ , traslúcidas, de superficie rugosa y de forma irregular. Permiten un tanto por ciento de relleno muy alto (80-90 % en peso), proporcionando una gran dureza al composite. Resultan poco pulibles, poseen alto coeficiente de expansión térmica y por el fenómeno del "PLUCKING" sufren un gran desgaste superficial.

Al ser más duras las partículas de relleno que la resina circundante, las fuerzas ejercidas sobre ellas, en lugar de ser en parte absorbidas, son totalmente transmitidas a la resina circundante. Si la superficie de las partículas es irregular, la concentración de tensión en la matriz de resina llega a ser excesiva, produciéndose al final grietas pequeñas que conducen a la fractura, permitiendo a la partícula su salida. (152) (Fig. 32).

Actualmente, se tiende al uso de partículas más pequeñas, cuyo diámetro oscila entre 2 y 8 μ , son los *composites altamente cargados de partículas pequeñas, más redondas, más blandas y con distribución de los tamaños calculada matemáticamente* (153). Al ser partículas de menor dureza (*Silicato de Litio-Aluminio*), absorben en parte las fuerzas de la masticación antes de transmitir las dentro de la matriz, amortiguándose en parte el fenómeno del "Plucking".

Otra partícula de relleno es el *silice coloidal*. Son partículas esféricas, lisas, uniformes, de escasa dureza y de un tamaño que oscila entre 0'02 - 0'1 μ . Al disminuir el tamaño de la partícula aumenta el número de partículas por unidad de volumen, al actuar las fuerzas masticatorias se distribuyen entre un mayor número de partículas, reduciéndose la concentración de stress localizados. Su coeficiente de expansión térmica es bajo.

La resina base sólo es capaz de aceptar una cantidad limitada de relleno inorgánico microparticulado, estando el límite en un 35 % en peso, pero existen técnicas para lograr una carga máxima con partículas submicrónicas, los complejos a base de microrrellenadores; por ejemplo, "Las partículas prepolimerizadas astilladas", "partículas esféricas prepolimerizadas" y "los complejos de microrrellenador aglomerado". Pueden alcanzar un porcentaje en peso de hasta el 55 % , obteniéndose los *composites microrrellenos*. Son fácilmente pulibles y soportan más ciclos de carga de bajo esfuerzo que los más rellenos (154).

Las *partículas de Silicato de aluminio y litio*, al ser más blandas que el cuarzo, su tamaño puede oscilar entre 1 y 50 μ . Su coeficiente de expansión térmica es negativo, pudiendo aparecer tensiones en la interfase relleno - matriz.

Los cristales de bario y estroncio son radiopacos, su tamaño puede oscilar entre 1 y 50 μ . Las partículas de bario son demasiado suaves para su uso en el sector posterior. Para aprovechar su radiopacidad podemos poner una capa de este material en la base de la cavidad, seguido de un material mas duro en la superficie.

Los rellenos de cuarzo y sílice pirolítico son mejores que los de estroncio y bario para ser utilizados en el sector posterior (155).

Ademas de la matriz y el rellenedor, en la composición química de las resinas compuesta existen otras sustancias que solo vamos a nombrar, como:

Catalizadores:

- Peróxido de benzoilo.
- Eter alquil benzoico.
- Canforoquinona.

Inhibidores:

- Hidróxido de tolueno. Permite el almacenaje. Su consumición, una vez activado el sistema, proporciona el tiempo de trabajo de los composites quimiopolimerizables.

Aceleradores:

- Amina terciaria: dimetil - toluidina.

Modificadores de la viscosidad: - TEDGMA, EGDMA.

PLASTIFICANTES: - Dibutilftalato.

Agente de enlace relleno-matriz.- Para que se verifique una mejoría en las propiedades mecánicas de las resinas compuestas, es necesario que la fuerza que reciben las partículas de relleno sea transmitida de forma uniforme a la fase matriz. Esto se logra mediante un agente de acoplamiento que se adhiere a la fase inorgánica y reacciona con la orgánica de la resina compuesta, los agentes usados con más frecuencia son los silanos, el γ -metacriloilpropiltrimetoxisilano. Su unión implica una hidrólisis de los grupos metoxi con agua superficial unida al relleno de refuerzo o con los grupos silanol o aluminol del relleno. Los dobles enlaces no saturados de carbono se encuentran libres para formar parte de la polimerización de la matriz durante el fraguado. Para favorecer la reacción del silano con el relleno, se trata este último con clorhídrico concentrado durante tiempos muy controlados (156). Conseguimos una unión química y micromecánica entre matriz y relleno.

Es sorprendente el diferente comportamiento de los composites en el laboratorio y en la boca, debido a la presencia constante en la boca de un medio acuoso.

aumentando el desgaste y la fatiga. El ambiente oral deteriora todos los componentes de las resinas compuestas (157). Las partículas de sílice parecen más estables que las de estroncio o bario (158) y el agente de acoplamiento del silano absorbe agua y se deteriora, permitiendo al relleno desprenderse de la superficie (159). Es un problema clínico importante. La degradación hidrolítica relleno - matriz es un problema clínico importante.

La unión relleno-polímero es también muy sensible a los cambios de temperatura, debido a las grandes desigualdades en los coeficientes térmicos de las fases orgánica e inorgánica.

*Clasificación de los composites y sus características
clínicas.*

a).- Clasificación según el tipo de polimerización:

- Químicos.
- Luminicos: Luz ultravioleta.
Luz visible.

Ventajas clínicas de los composites
fotopolimerizables sobre los quimiopolimerizables:

- Mayor tiempo de trabajo.
- Fraguado rápido y a capricho del clínico.
- Pueden aplicarse por capas, con incrementos buco-linguales.
- Se puede probar el color antes de fraguar y modelarse bien antes de endurecer.
- Se incorpora menos aire (no espatulación)
- Se decoloran menos.

Inconvenientes de las resinas compuestas
fotopolimerizables por luz visible:

- Obligan a trabajar con luz tenue o con luz amarilla.

- Contracción de polimerización hacia el foco, concentrándose en el fondo de la obturación.
- La profundidad de polimerización es limitada y depende de la distancia del foco luminoso, ángulo de incidencia, tiempo de aplicación, color del composite y temperatura.

Las ventajas de los composites quimiopolimerizables son que no hay límite de profundidad de fraguado y que la contracción de polimerización se realiza hacia el centro de la masa, distribuyéndose por todas las paredes de la cavidad y no concentrándose por lo tanto en el fondo.

b) *Clasificación según el tipo y contenido de partículas de relleno:* (Fig. 31) (160).

- *Composites macrorrellenos.* Con un contenido en peso de relleno inorgánico de un 75 % o más. Estos materiales macrorrellenos pueden ser de partícula grande, tamaño mayor a 10 μ . o composites tradicionales y de partícula pequeña, tamaño menor a 10 μ .

- *Composites microrrellenos.* Su partícula de relleno es submicrónica y la resina base sólo es capaz de aceptar una limitada cantidad de relleno. El máximo contenido de relleno en peso que permite su utilización o manejo está en torno al 51-52 % e incluso no alcanza en

ocasiones más que un 36-37 %. El tamaño de la partícula suele ser de 0'02 a 0'2 μ .

Los macrorrellenos son más resistentes a la fractura cuando se enfrentan a situaciones de tensión, pero se pulen mal. Los microrrellenos son más frágiles, pero superpulibles.

Las resinas microrrellenas pueden ser homogéneas, matriz rellena con sílice pirogena, o bien microrrellenas heterogéneas, con partículas prepolimerizadas en forma de astilla (Fig. 31-A), esféricas (Fig. 31-B) o con complejos de microrrellenador aglomerados (160) (Fig. 31-F).

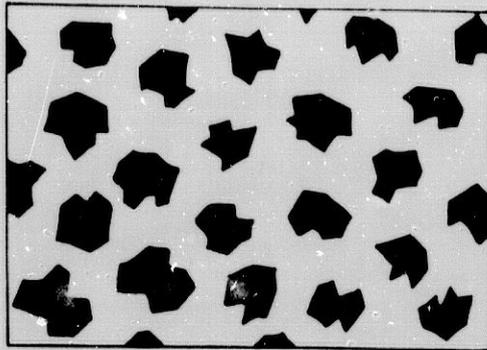
- *Composites Híbridos.* Combinación de los anteriores, con un porcentaje en peso de relleno del 76 al 80 % y un tamaño de partículas de 0'04 a 15 μ (Fig. 31-C-D y E).

Podemos utilizar, para realizar un trabajo óptimo, la técnica laminada, combinando materiales y aprovechando sus mejores propiedades.

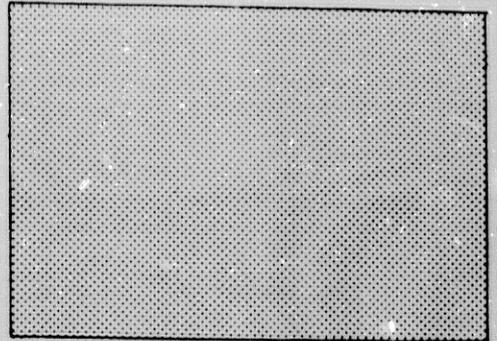
CLASIFICACION DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Tomado de Lutz, F ()

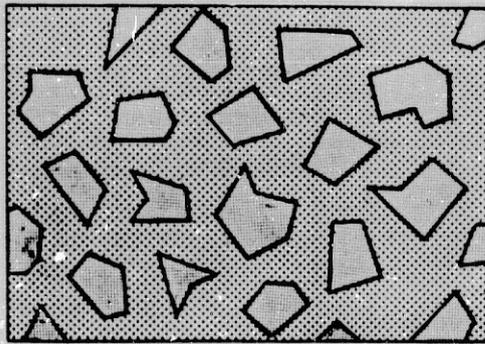
180



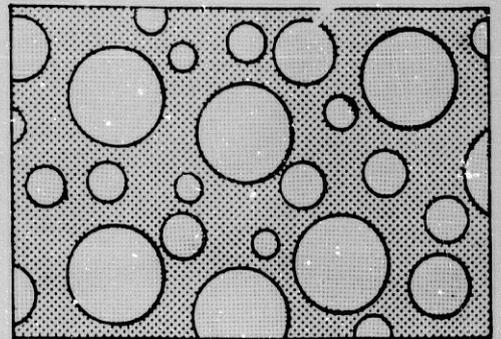
RESINAS COMPUESTAS TRADICIONALES



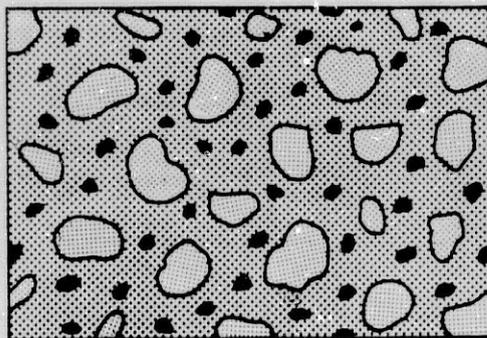
RESINAS COMPUESTAS MICRORRELLENAS
HOMOGENEAS



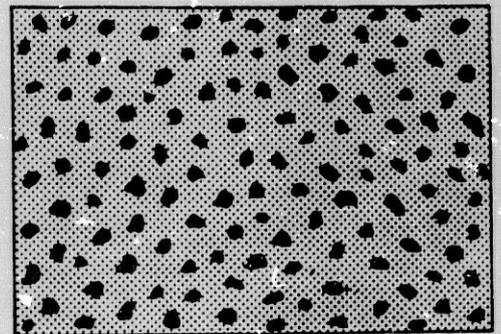
A: RESINAS COMPUESTAS MICRORRELLENAS
NO HOMOGENEAS



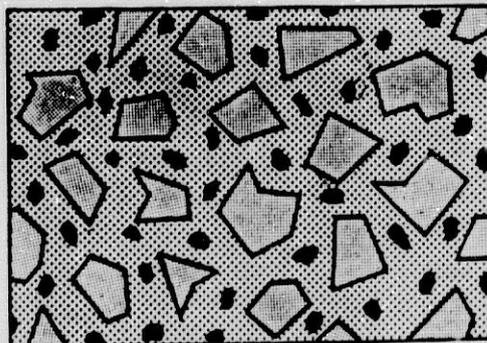
B: RESINAS COMPUESTAS MICRORRELLENAS
NO HOMOGENEAS.



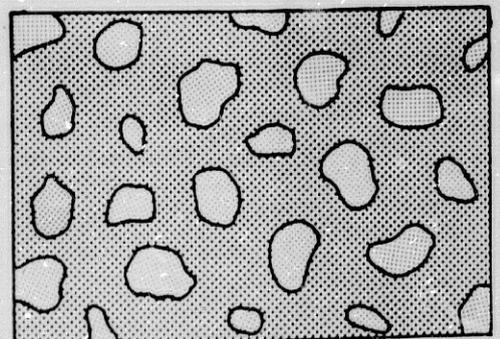
C: RESINAS COMPUESTAS HIBRIDAS



D: RESINAS COMPUESTAS HIBRIDAS



E: RESINAS COMPUESTAS HIBRIDAS



F: RESINAS COMPUESTAS MICRORRELLENAS
NO HOMOGENEAS

Propiedades de la resina compuesta.

Existen numerosos estudios acerca de las propiedades de estos materiales, siendo espectacularmente llamativas sus semejanzas, en cuanto a resistencia a la compresión y a la tensión y módulo elástico, con las estructuras dentarias.

Resistencia a la compresión. - Oscila entre 65 MPa para el relleno y 92 MPa para la matriz. Esta propiedad no parece tener importancia clínica, ya que la resistencia a la compresión es suficientemente alta para soportar las fuerzas de oclusión (ASMUSEN) (161). Tiene relación con su constitución química, los composites con macrorrelleno poseen menos resistencia a la compresión que los microrrellenos.

Resistencia a la tensión. - Tampoco tiene relevancia clínica, los composites de microrrelleno tienen menor resistencia que los macrorrellenos. El valor medio es de unos 37 MPa., (ASMUSSEN) (163). Depende de la calidad de la unión relleno - matriz.

Módulo de elasticidad. - Es bastante parecido al del esmalte y dentina. A mayor módulo elástico, menor deformación por las fuerzas masticatorias, con menor

filtrado. En regiones posteriores se ha de trabajar con composites de elevado modulo de elasticidad.

Resilencia.- Energia que puede absorber la unidad de volumen de material hasta que ocurren deformaciones permanentes. A mayor cantidad de relleno, tendremos menor resilencia en tensión.

Radiopacidad.- Propiedad aún no conseguida, ya que los cristales de bario y estroncio radiopacos son demasiado blandos para su uso en dientes posteriores. Podemos emplear la técnica combinada, utilizando de base un composite radiopaco y realizando el resto de la obturación con otro composite.

Manipulación.- Nos interesa que el composite sea de fácil manipulación, permitiendo su correcta colocación y condensación y es deseable que fluya bien para evitar burbujas en su seno y permitir una mejor adaptación del material a las paredes cavitarias. Tiene la limitación de que los modificadores de viscosidad sufren una gran contracción de polimerización.

Pulido.- Conseguimos un pulido aceptable con los composites híbridos y los microparticulados, evitando el fenómeno del "plucking" o desmoronamiento y pérdida de las partículas de relleno.

Las propiedades clinicas mas relevantes son:

- a).- el desgaste.
- b).- la estabilidad de color.
- c).- el filtrado marginal.
- d).- La recuperación estructural de la pieza restaurada.

Desgaste. Alentados por la semejanza de ciertas propiedades de las resinas compuestas con la amalgama, se comenzaron a utilizar en la obturación de dientes posteriores.

El sistema de deterioro de las amalgamas es fundamentalmente corrosivo y la deformación por desgaste superficial es mínima. Las resinas compuestas se alteran por el desgaste mecánico al ser comprimido el alimento entre la restauración y el diente antagonista durante la masticación y en la deglución. Estudios comparativos de desgaste en ambos materiales no fueron significativos durante el primer año, un año más tarde revelaron resultados sustancialmente diferentes, mostrando que en las restauraciones de dientes posteriores con resinas compuestas, se producía una velocidad acelerada de desgaste durante el segundo año de servicio (162).

LUTZ en 1984 mide la pérdida superficial de material en obturaciones de Clase II, siendo de 39 μ para la amalgama y 62 μ para el composite si la cavidad es grande. (163), (164) y (165).

Estos resultados nos desalentaron en el uso de resinas compuestas como material restaurador en zonas de esfuerzos intensos. El desgaste está influenciado por la cantidad de relleno, el tamaño y la dureza de las partículas de relleno, la fórmula de la resina, el agente de unión del relleno, la porosidad dentro del material y el método de polimerización. Vamos a analizar cada uno de estos factores:

- *Contenido de BIS - GMA.* A mayor proporción de BIS - GMA, menor extensión de la polimerización y menor dureza después de haberlas introducido en soluciones reblandecientes (alcohol) (166). A mayor cantidad de BIS - GMA más reblandecimiento en ácidos propiónico y acético y gran susceptibilidad al desgaste.

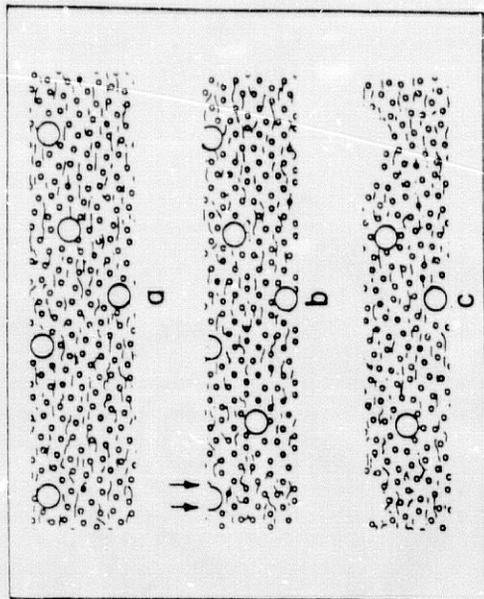
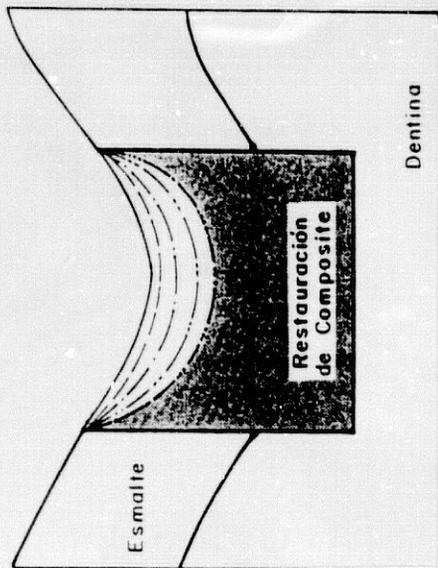
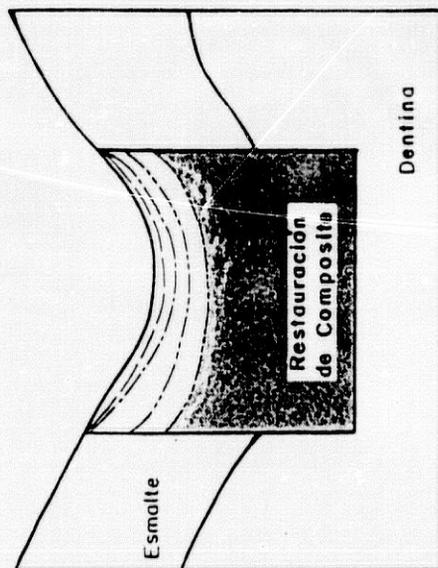
Los composites de grano fino y los macrorrellenos altamente cargados contienen relativamente poco BIS - GMA y poseen *mejor resistencia al desgaste.*

- *Tamaño de la partícula.* Las restauraciones con composites de macrorrelleno muestran que el desgaste de la

superficie oclusal se desplaza de forma paralela a la superficie original, de manera que la magnitud de la abrasión podría medirse por la profundidad hasta la que se han expuesto las paredes de la cavidad y parece ser de 30 μ por año. En las restauraciones de microrrelleno, la abrasión no expone las paredes de la cavidad y muestra menos desgaste que las de macrorrelleno (167). (Fig. 32).

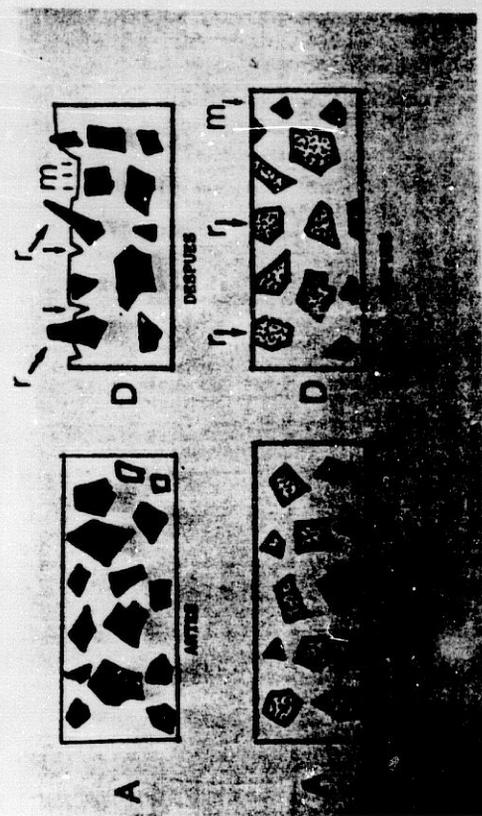
RESINAS COMPUESTAS . DESGASTE

Figura 32.-



Resina convencional Tomado de Leinfelder.

Resina de microrrelleno



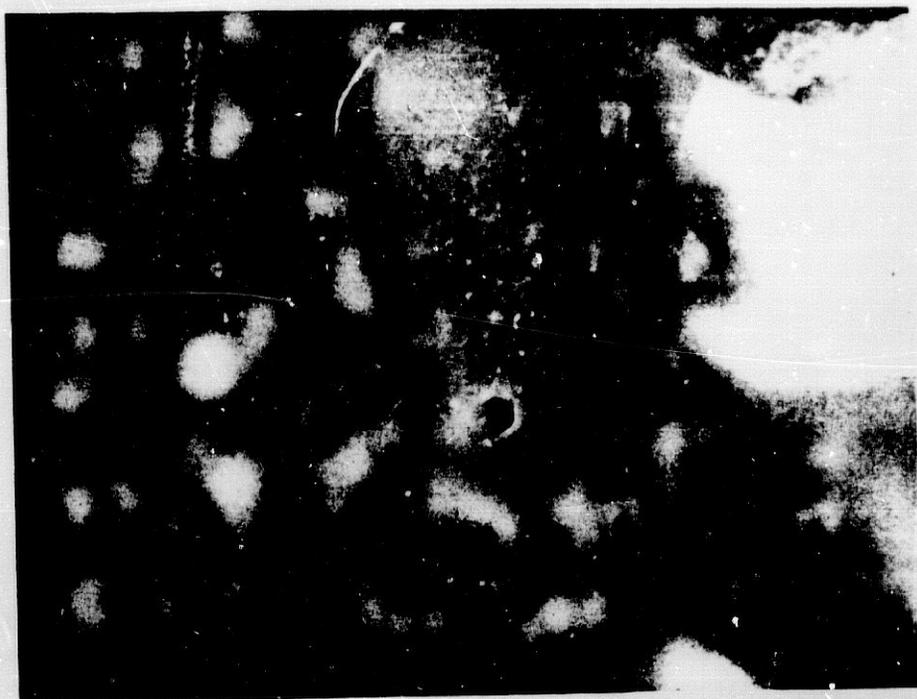
Convencional

Microrrelleno

Efecto del atrapamiento de aire. Tomado de Leinfelder.

Fenómeno de Plucking. Tomado de Navajas.

FILTRACIÓN MARGINAL



- A. Obturación con resina compuesta sin grabado ácido del esmalte y sin adhesivo dentinario.
B. Obturación con resina compuesta, grabado ácido del esmalte y uso de un adhesivo dentinario.



Estudios con microscopio electrónico han demostrado que en los composites convencionales de macrorrelleno, al ser abrasados por los alimentos, solamente es atacada la matriz del polímero entre las partículas de relleno. Las partículas duras de cerámica no están alteradas, pero una vez que el diámetro crítico de la partícula es expuesto, la partícula cae. (Foto Pag. 187)

Los composites de microrrelleno se abradan uniformemente. Al disminuir el tamaño de la partícula va a aumentar el número de partículas por unidad de volumen, reduciéndose así la concentración de stress localizados (1 a 5 micras por año de desgaste). (Fig. 32).

- *La dureza.* Al disminuir la dureza la partícula absorbe bastantes fuerzas de la masticación antes de transmitir las a la resina circundante, disminuyendo el resquebrajamiento de la resina. LEINFELDER (152).

- *La porosidad.* WILLDER (168), en un trabajo seguido a lo largo de tres años, ve que los materiales con poca porosidad se desgatan menos que los de mayor porosidad. Su mecanismo de actuación no se conoce, aunque parece ser similar al que provoca el desgaste en los composites convencionales, con rellenos de cerámica grandes y duros.

Cuando las porosidades aparecen en la superficie existe una alta concentración de tensiones a través del borde de las mismas, con un rápido deterioro y pérdida del material que las rodea. (Fig. 32).

- *Métodos de polimerización.* Los materiales fotopolimerizables incorporan menos poros, con menor desgaste.

Los híbridos y los composites de partículas pequeñas son los que mejor resisten el desgaste de la masticación.

El fenómeno de desgaste trae consecuencias clínicas nefastas, como la sobreerupción del diente antagonista y el desgaste de las áreas de contacto, con migraciones mesiales. El desgaste está directamente relacionado con la posición anatómica del diente, cuanto más hacia distal esté ubicado el diente, tanto mayor es el desgaste y con el tamaño de la cavidad, a mayor anchura buco-lingual de la cavidad, mayor será el desgaste.

Estabilidad del color. Las obturaciones con resinas compuestas no presentan actualmente un color estable, virando hacia el amarillo - marrón. (Foto Pag. 192).

Existen dos tipos de decoloraciones:

a).- *Decoloración interna*, debida a la oxidación de un exceso de aminas en el polímero de fraguado químico. Las aminas aromáticas son más cromogénicas.

Un aumento en la relación amina / peróxido de benzoilo produce un aumento de la decoloración.

A mayor cantidad de BIS - GMA en el monómero mayor decoloración. (ASSNUSEN) (161).

Los composites químicamente curados son menos estables que los fotopolimerizables (WILDER, 1.983) (169), por la ausencia de aminas en los composites vulcanizados con luz ultravioleta.

Los estudios sobre la estabilidad de color en los composites polimerizados con luz visible son escasos, pero parecen más estables que los quimiopolimerizables.

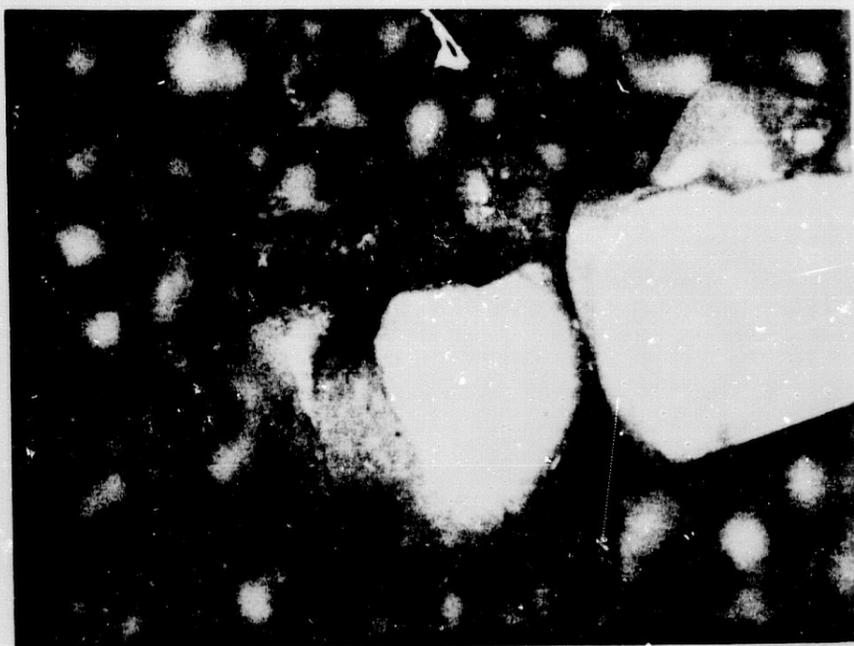
b).- *Decoloración superficial*: Se debe sobre todo al reblandecimiento de la superficie del composite. A mayor contenido de B E - GMA en el monómero, menos extensión de polimerización, con mayor reblandecimiento de la superficie. Un polímero reblandecido posee una estructura más suelta, por la que la materia colorante puede difundir más fácilmente.

Los composites microrrellenos, además de contener menos cantidad de BIS-GMA, poseen una superficie lisa y pulida, con menor tendencia a retener placa que las superficies rugosas y por ello, con menor decoloración superficial.

Filtración marginal Es una propiedad interesantísima y de gran repercusión clínica. Gran parte de las obturaciones realizadas con resina compuesta producen sintomatología dolorosa posoperatoria, caries secundaria y decoloración marginal debidas a la filtración. (Foto pag. 196).

Los principales factores que influyen en este desajuste marginal son:

1.- **Contracción de polimerización.**- A mayor contenido de BIS-GMA en el monómero, se produce menor contracción. En conjunto, la contracción varía del 1 al 2 % en volumen. Según BOWEN (170), los microrrellenos tienen una fuerza de contracción de 6'4 MPa y los convencionales de 5'5 a 7'3 MPa porque tienen más BIS-GMA y menor contracción.



La contracción no depende del relleno, pues la disminución en la contracción volumétrica que se consigue con el relleno se contrarresta con el aumento de viscosidad, que dificulta el flujo de material desde la superficie libre de la restauración, no pudiendo compensar el encogimiento.

En los composites fotopolimerizables, el 80 % del encogimiento se produce en los primeros 10 a 15 segundos y se dirige hacia la superficie iluminada, de modo que la grieta se produce en el fondo. Para minimizar el encogimiento es necesario rellenar la cavidad con pequeños incrementos e ir polimerizando por capas. Hemos de dirigir el encogimiento hacia la superficie libre. No debemos contraponer en un mismo incremento dos paredes opuestas y tampoco debemos cubrir zonas de esmalte y dentina a la vez, pues el composite quedará fijado a la unión más fuerte y se desprenderá de la más débil (dentina) ASMUSSEN (161).

2.- *Expansión higroscópica.* - Esta propiedad puede ser utilizada para cerrar fallos marginales, siendo imprescindible que la interfase no esté ocupada por los detritus del pulido, debiéndose posponer el pulido varios días a la realización de la obturación.

Cuanto mayor sea el contenido de relleno, menor expansión se produce. Los composites microrrellenos se expanden más.

Algunos polimeros base distintos al BIS-GMA dan una tasa de expansión muy baja.

La entrada de agua que conlleva la expansión higroscópica es contraproducente, al provocar la hidrólisis del silano (JACOBSEN 1.984) (183).

3.- *Contracción térmica.* - Esta propiedad depende de la cantidad de relleno. Los composites microrrellenos tienen menor cantidad de partículas que no se contraen y sufren mayor contracción térmica que los macrorrellenos.

La contracción térmica está suficientemente compensada por los mecanismos de fijación a esmalte y dentina y por la expansión higroscópica, no teniendo demasiada significación clínica.

Coeficiente de expansión térmica:

Ionómero.....	8 ppm/ °C
Dentina.....	10 ppm/ °C.
Esmalte.....	15 ppm/ °C
Composite.....	35-75 ppm/ °C.

Existen sin embargo, métodos para evitar la filtración, los llamaremos medios de fijación.

CAMBIO DE COLOR



Medios de fijación: Son los encargados de evitar la filtración.

1) *Fijación al esmalte.*- La fijación al esmalte se basa en la consecución de una traba micromecánica que aumenta la adhesión por medio de la desmineralización del esmalte, utilizando diversos ácidos.

Esta técnica fue iniciada por BUONOCORE en 1.955 (171), utilizando ácido fosfórico sobre la superficie del esmalte, transformándose en autorretentivo por la formación de unas porosidades de hasta 100μ de profundidad si el ácido actúa sobre secciones transversales o perpendiculares de los prismas, patrón 1 de grabado. Si lo hace sobre secciones longitudinales, en lugar de conseguir el grabado anterior también llamado "en panal de abeja", se consigue otro patrón mucho menos retentivo en forma de "bañeras". (183).

En estas rugosidades penetran las resinas de los composites, mejor aún las resinas sin relleno o un adhesivo dentinario apropiado, arrastrados por atracción capilar.

Las principales fuerzas de mojado son las de VAN DER WAALS, se producen por la interacción de dipolos permanentes de moléculas adyacentes. Las moléculas con

dipolos permanentes, a su vez pueden inducir dipolos en las adyacentes y crear fuerzas de DEBYE. También tienen efecto las fuerzas de dispersión de LONDON. LEE y ORLOWSKI en 1973 (172), atribuyen la mayor resistencia de la unión de la resina al esmalte a las fuerzas intermoleculares, mientras que para BUONOCORE la unión más importante se consigue por la traba micromecánica.

El grado de penetración del monómero depende del ángulo de contacto, que es directamente proporcional a la viscosidad de la sustancia humectante. HUNTSBERGER (1965) (173).

Según SCHWARTZ y GALLIGAN (1965) (174) el acabado de la superficie puede retardar el mojado, la aspereza de la superficie tiende a ocasionar el atrapamiento de aire, siendo preferible una superficie finamente asperizada por medios químicos que por medios mecánicos. La relación entre la tensión superficial del líquido y energía superficial del sólido es también importante.

Por lo anteriormente expuesto, nos planteamos el uso de una resina intermedia sin relleno o de baja viscosidad antes de la inserción de la resina compuesta. Si colocamos un composite macrorrelleno directamente sobre la superficie grabada podemos obtener una penetración de hasta 50 μ , no habiendo diferencia apreciable con la resina sin

relleno para penetrar por los poros. Con los microrrellenos se obtiene una penetración de 30 μ , debido a que finas partículas de relleno impiden el proceso (175). Esta profundidad parece ser suficiente, ya que la fuerza tensil de los composites microrrellenos es la mitad que la de los macrorrellenos.

Cuando el composite se aplica directamente sobre la superficie grabada quedan atrapadas un considerable número de burbujas de aire en la interfase y en la clínica, debido a la rigidez del composite, puede ser difícil ejercer presión suficiente sobre el material para obtener contacto con el esmalte, contacto que es requisito previo para la atracción capilar del monómero. (176). (Fig. 33- a).

Si colocamos debajo del composite un agente de unión o una resina de interfase, logramos las cincuenta micras de penetración con mayor seguridad, uniformidad y en ausencia de aire (Fig. 33-b). Descenderemos la decoloración marginal de un 31 % a un 17 % (HANSEN, 1.984) (177) y la fuerza de unión esmalte - restauración será de 18 a 20 MPa.

Los factores de la técnica de grabado, como concentración del ácido (37 %, ROCK 1.974) (178), tiempo de grabado (de 40 a 120 segundos), tiempo de lavado (45 segundos, GWINETT, 1.982) (179), no son críticas para la obtención de una buena fijación.

El grabado de esmalte marginal transverso nos proporciona mejores uniones que una junta "a tope", por lo que es preferible la realización de un bisel (UNECHICA y SUZUKI 1.984) (180) en cavidades de dientes anteriores tipo III y IV, y en las paredes de la caja proximal.

Para JORDAN (1.977) (181) el principio fundamental de adhesión resina - esmalte se basa en el denominado "principio circunferencial de un milímetro", este chaflán ha de profundizar lo posible en el esmalte sin exponer la dentina, a fin de que la estructura dentaria seccionada pueda quedar cubierta por la máxima cantidad de composite.

Ya que las propiedades superficiales de los composites son críticas, los diseños de la cavidad deberán aspirar a limitar la exposición superficial del mismo cuando se utiliza en restauraciones oclusales de dientes posteriores. La dirección del prisma en el surco oclusal se inclina hacia el surco y con un diseño cavitario de paredes paralelas bastará para cortar longitudinalmente los primas adamantinos, proporcionando este diseño, en cavidades de clase II, un excelente sellado marginal, antes y después de los ciclos térmicos, en comparación con un margen biselado. AL-KAHFAJI (1.982) (182).

El diseño ideal para cavidades de clase II de composite tendrá una estrecha ranura oclusal con paredes

paralelas y sin biselar, con caracteres internos redondeados para promover el flujo en la inserción del polímero. El esmalte proximal, si es posible, debe ser biselado (171) (183).

2) *Adhesión a dentina.* - BUONOCORE, en 1.956, inició estos estudios. La unión a dentina es mucho más difícil que al esmalte, porque la dentina tiene un 30 % más de proteínas con baja energía superficial y exuda constantemente fluido proteínico. Si se graba la dentina, no se obtiene una fijación satisfactoria del material, debido a una polimerización incompleta por la presencia de O_2 en la superficie de la dentina y por el líquido de los tubulos dentinarios.

La superficie de dentina cortada está cubierta por una lámina untosa y para que un adhesivo se una a la dentina, se debe fijar dicha lámina ó debe eliminarse antes de su aplicación sin lesionar la pulpa (NAVAJAS) (209).

El principio de unión de BOUNOCORE se basa en la aplicación de una molécula bifuncional, constituida por: (Fig. 34-1).

a) Un grupo metacrilato que copolimeriza con la resina sin carga (M).

b) Un grupo espaciador (R).

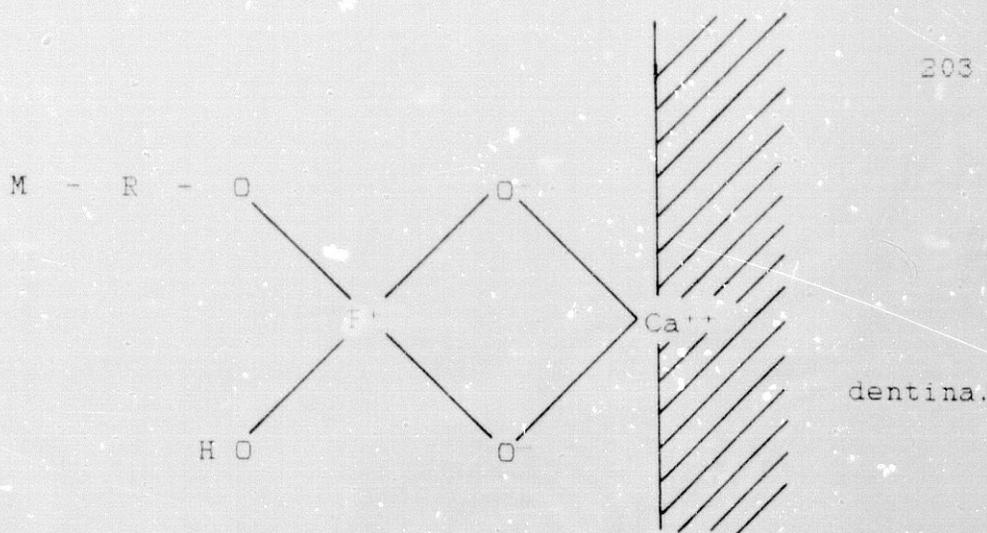
c) Un grupo funcional, que ha de reaccionar con la superficie de la dentina (X).



El problema está en idear grupos activos que reaccionen con la dentina y emplear espaciadores (R) de longitud y polaridad adecuada para hacer que los grupos metacrilato del adhesivo sean accesibles a la resina restauradora.

El enlace a la dentina puede realizarse bien a sus componentes inorgánicos o a los orgánicos:

- La molécula adhesiva de BUONOCORE fue diseñada para unirse a los iones calcio de la dentina, a través de un grupo fosfato activo. Son por lo tanto, *esteres de fosfato*.



Con este mecanismo se obtuvo una fuerza de adhesión de 2 a 3 MPa (SCOCHBOND). (Fig. 34-2).

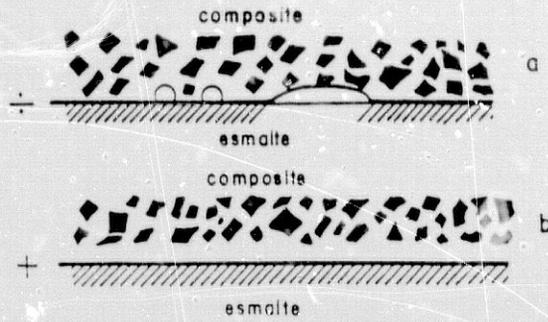
- Otra forma de unión al Ca^{++} es por acción quelante, de esta manera actúan el adhesivo propuesto por BOWEN (MPC-GMA) (184) y el adhesivo 4 Meta (JACOBSEN 1.981) (185).

- Los adhesivos que parecen conseguir mejores resultados son los adhesivos al colágeno. El grupo aminoácido saliente de una molécula de colágeno es atacado por un aldehído que puede reaccionar con el colágeno bajo condiciones de humedad. En presencia de un monómero que contenga hidrógeno activo, tal como el hidrógeno del grupo hidroxilo (OH^-), se desprende agua y el monómero se enlaza químicamente al colágeno (Fig. 34-3). El aldehído más efectivo es el glutaraldehído y entre los monómeros con grupo OH^- activo, el HEMA (Hidroxilo etil metacrilato) es el más adecuado; la unión de ambos produce desprendimiento de

agua y obtenemos el GLUMA, quedando la superficie de dentina recubierta por una lámina polimerizable de dobles enlaces que reaccionan con la resina. Con este adhesivo se logra una fuerza de enlace de 18 MPa y el enlace logrado es estable rápidamente, evitándose al máximo la formación de boquetes de contracción (186). El boquete de contracción se incrementa con el volumen o diámetro de la cavidad:

$$\frac{\text{Volumen de restauración}}{\text{Área de pared cavitaria}} = \text{mayor} \rightarrow \text{mayor contracción.}$$

- Otro adhesivo dentinario que reacciona por medio de uniones químicas covalentes con los iones OH^- de la hidroxiapatita es el Dentin-Adhesit, constituido por una solución en cloruro de etileno de macromoléculas orgánicas que contienen el grupo isocianato y un 18 % de uretano.



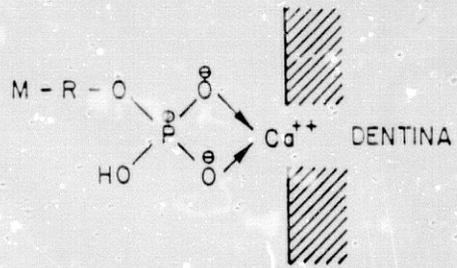
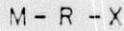
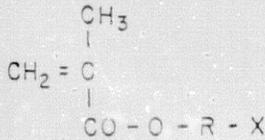
APLICACION DE UNA RESINA DE INTERFASE
SOBRE EL ESMALTE GRABADO

- a) Areas de ausencia de contacto y burbujas de aire retenidas al aplicar el composite directamente sobre la superficie del esmalte grabado, sin previa colocación de una resina de interfase.
- b) Perfecta adaptación entre la resina compuesta y el esmalte grabado, al aplicar una resina de interfase de baja viscosidad. Tomado de Erik Asmussen

Figura 33.-

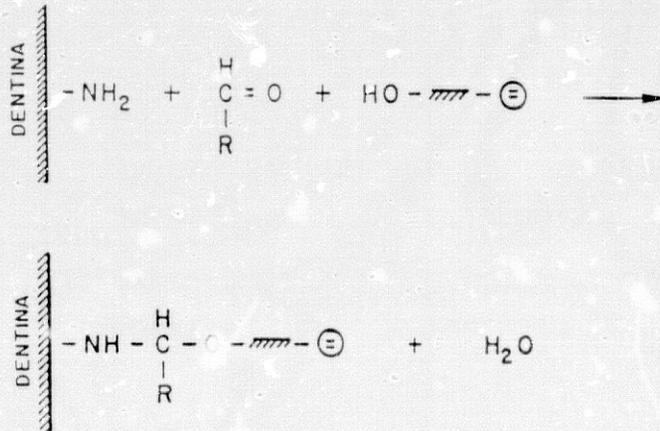
ADHESIVOS DENTINARIOS

1. BASE DE UNA MOLECULA ADHESIVA



- M - Grupo metacrilato
- R - Espaciador
- X - Grupo funcional.

2. PRINCIPIO DE ADHESION ENTRE LOS
ADHESIVOS A BASE DE FOSFATOS Y
LOS IONES Ca⁺⁺ DE LA DENTINA.



3. PRINCIPIO DE ADHESION ENTRE EL ADHESIVO, BASADO EN
UN ALDEHIDO/HEMA Y EL COLAGENO DE LA DENTINA.

Figura 34.- Tomado de Erick Asmussen.

- Otro método de adhesión dentinaria es el uso de cemento de vidrio ionómero, introducido en 1970. Es un evolución de los antiguos silicatos, constituido por un polvo y un líquido. El líquido, dador de protones, es un copolímero de ácido poliacrílico e itacónico que reacciona con un vidrio de silicato aluminico con fluor constituyente del polvo, saliendo cationes del vidrio que se unen al ácido poliacrílico, formando un poliacrilato. Al reaccionar polvo y líquido, se forma un gel de policarboxilato de calcio que asegura la unión química inicial a la estructura dentaria por medio de grupo carboxilo reactivos. Al cabo de veinticuatro horas se forma un gel de policarboxilato de aluminio que asegura una más sólida unión a la estructura del diente. Esto quiere decir que la reacción se lleva a cabo más rápidamente por los cationes de calcio que por los de aluminio (187) y la unión a la estructura dentaria, así como sus propiedades finales óptimas, no se alcanzan hasta pasadas veinticuatro horas. Como el material es muy sensible, tanto a la hidratación como a la deshidratación, hemos de tomar medidas para protegerlo. (KETACH VARNISCH).

Las ventajas clínicas del cemento de vidrio ionómero son:

a)- Se une químicamente a la dentina, cemento y esmalte, ya que sus grupos ácidos carboxilos pueden reaccionar no sólo con los cationes que provienen del vidrio, sino también con los cationes calcio de las estructuras dentarias. (188).

b)- No irrita los tejidos pulpares, ya que la molécula del ácido es grande y no atraviesa los túbulos hacia la pulpa (189).

c)- Son anticariógenos, al liberar fluor lentamente (190).

d)- Su contracción de fraguado es muy pequeña y su contracción térmica similar al tejido dentario.

e)- Posibilidad de ser grabado y unirse mecánicamente al composite con una fuerza de 5'6 MPa.

Las desventajas son:

a)- No es radiopaco, aunque actualmente se incorporan al polvo partículas de plata que le dan radiopacidad.

b)- Su gran sensibilidad en las primeras veinticuatro horas.

c)- Es antiestético.

d)- Alta tasa de abrasión.

e)- Su unión a dentina, según algunos autores no es superior a la de los adhesivos menos potentes.

Mediante la técnica laminada podemos aprovechar sus mejores propiedades y solventar las indeseables. La describimos a continuación. (191).

Para una mejor unión a dentina la limpiamos con ácido poliacrílico (DURELON LIQUID) durante 10 a 15 segundos y se cubre con ionómero la dentina y el margen gingival de las clases V y II que se encuentre en cemento. Esperamos cuatro minutos para el fraguado inicial en los cementos de fraguado rápido y procedemos al grabado que ha de ser de 20 a 30 segundos para conseguir la traba micromecánica. Posteriormente se graban, 30 segundos más, los márgenes del esmalte, se lava y seca, se aplica la resina de interfase y finalmente el composite.

Esta restauración nos ofrece buena adhesión química a la dentina, compatibilidad pulpar y aceptable estética.

Recuperación estructural de la pieza restaurada.-

Es una propiedad atractiva de las resinas compuestas y la que me ha conducido a la realización de este trabajo. Junto con sus propiedades adhesivas y estéticas proporcionan una alternativa para la amalgama de plata. Sus bajas cualidades de superficie, su técnica laboriosa y la contracción al polimerizar son inconvenientes importantes.

Numerosos estudios demuestran que al disminuir el tejido dentario sano o enfermo disminuye la resistencia de la corona al someterla a pruebas de presión (MONDELLI (192)).

GERALD (193) comprueba que las cajas oclusales, se tallen grandes o pequeñas, con ángulos agudos o redondeados, no afectan la resistencia de la corona al someterla a pruebas de presión.

Otros autores coinciden en que lo que verdaderamente disminuye la resistencia del diente es la eliminación de los arbotantes rebordes marginales, al extender la preparación a las cajas proximales, no influyendo en la pérdida de la resistencia la apertura de la caja oclusal (192).

LARSON (194) cree que es cierto sólo cuando la cavidad es grande, pero si el istmo es pequeño, no se afecta

significativamente la pérdida de la resistencia de la corona al extendernos a las cajas proximales, preconizando realizar las preparaciones que afecten a las cajas proximales con un istmo de un cuarto de la distancia intercuspeada.

Lo que debemos intentar con nuestras técnicas es la mínima eliminación de tejido dentario y la máxima restitución de la resistencia a la corona.

VALE, en 1.956 (195), ve que las piezas con cavidades mesio-ocluso-distales, obturadas con amalgama de plata, tienen la misma resistencia a la fractura que las piezas con la cavidad tallada y no restaurada, llevándole esta investigación a realizar ON LAYS mesio-ocluso-distales de protección cuspeada, para fortalecer las piezas con cavidades MOD que tengan un istmo de un tercio de la distancia intercuspeada.

GELB, SIMONSEN y BAROUCH (196), demuestran que piezas preparadas pero no grabadas y obturadas con composite no mejoran la resistencia de las piezas talladas sin obturar, pero al grabar con ácido el esmalte y obturar con composite se consigue incluso mayor resistencia que en el diente no preparado o íntegro.

EAKLE (197), demuestra que la resistencia del diente cavitado al obturarlo con resina compuesta aumenta al utilizar un adhesivo dentinario. Así opinan también NEWMAN y DUBLENSKY (198), por los resultados obtenidos en dientes intactos y en dientes con cavidades MOD obturadas con composite, con y sin agente de unión a dentina, al someterlos a pruebas de presión.

Estudios de HOOD (199), indican que la fuerza de cohesión que poseen los composites utilizados puede llegar a ser tan grande que incluso puede deflexionar las cúspides por contracción.

MORIN, DELONG y DOUGLAS (200), avalan con sus trabajos que las resinas compuestas con las modernas técnicas de adhesión, confieren al diente una resistencia a la compresión cercana a la del diente íntegro e incluso superior.

Estudios de STAMPALIA (201) y JOYNT (202), no encuentran diferencias en la resistencia a la presión de dientes cavitados y obturados con composite y amalgama.

PARTE 3ª. - DESARROLLO Y ESTUDIO DE LA HIPÓTESIS:

I). MATERIAL.

II). MÉTODO.

III). RESULTADOS

IV). DISCUSIÓN.

PARTE 3ª.- DESARROLLO Y ESTUDIO DE LA HIPÓTESIS:

I) MATERIAL.

I-1.- DIENTES EMPLEADOS.

I-2.- GRUPOS UTILIZADOS.

I-3.- MAQUINA DE ENSAYO.

I-4.- MATERIAL EMPLEADO PARA EL DISEÑO CAVITARIO.

I-5.- MATERIAL EMPLEADO PARA LA OBTURACIÓN
CAVITARIA.

MATERIAL

I.1.- DIENTES UTILIZADOS. Para nuestro estudio utilizamos 190 primeros premolares superiores sanos procedentes de extracción, bien por causas ortodóncicas o periodontales. Hasta su utilización se conservaron en suero fisiológico con clorhexidina al 5 % para evitar su deshidratación, sin superar una semana hasta su utilización.

En los dientes se midió con un calibrador la distancia intercuspeada y el mayor ancho buco-lingual.

I.2.- GRUPOS UTILIZADOS. Los dientes se agruparon al azar en 19 grupos de 10 especímenes cada uno.

Los grupos 1 y 2 se constituyeron con dientes íntegros.

Los grupos 3 al 19 se formaron con piezas dentarias cavitadas y obturadas, tal como veremos más adelante. (Ver tabla tratamiento de las muestras pag. 248).

1.3.- MAQUINA DE ENSAYO. (Fig. 35 plano pag. 218).

Se utilizó una maquina marca IBERTEST, modelo E-500, con celula de carga de 500 Kg. Todas las probetas se situaron en el travesaño inferior, en el cual insertamos un aditamento especialmente diseñado para la prueba (Fig. 36), compuesto por un receptáculo para alojar a las probetas que nos permitió movimientos de las mismas. Mediante un sistema de tornillos logramos desplazamientos de derecha a izquierda, movimientos de delante a detrás sobre una ranura y, con un sistema de cilindros acoplados, pudimos girar la probeta a la derecha e izquierda 40° , como se indica en el plano. La parte superior de la máquina tiene un travesaño móvil en el que sujetamos los punzones. En la prueba, le dimos una velocidad de cruceta de 10 mm/minuto.

Diseñamos los punzones con punta semicircular de un diámetro entre 3, 4 y 5 mm. Los valores de ruptura los expresamos en Kgs.

I. 4.- MATERIAL PARA EL DISEÑO CAVITARIO

- Turbina y contraángulo.

- Fresas 330, 331 L, 56, 3 y 5 de tungsteno y fresa de diamante en punta de bala. Para cada diente utilizamos fresas nuevas.

I. 5.- MATERIAL PARA LA OBTURACIÓN CAVITARIA

- Amalgama: Marca Amalcap en cápsulas. (Vivadent).

- Resina compuesta: P-30 (3M)

- Adhesivo dentinario: Scotch-bond. (3M)



Figura 35.-

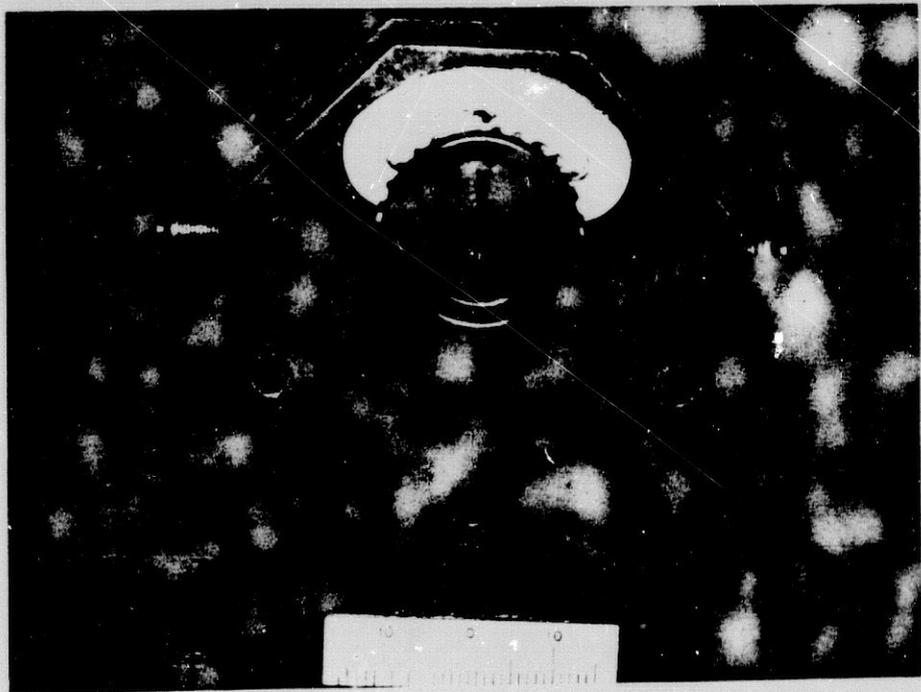
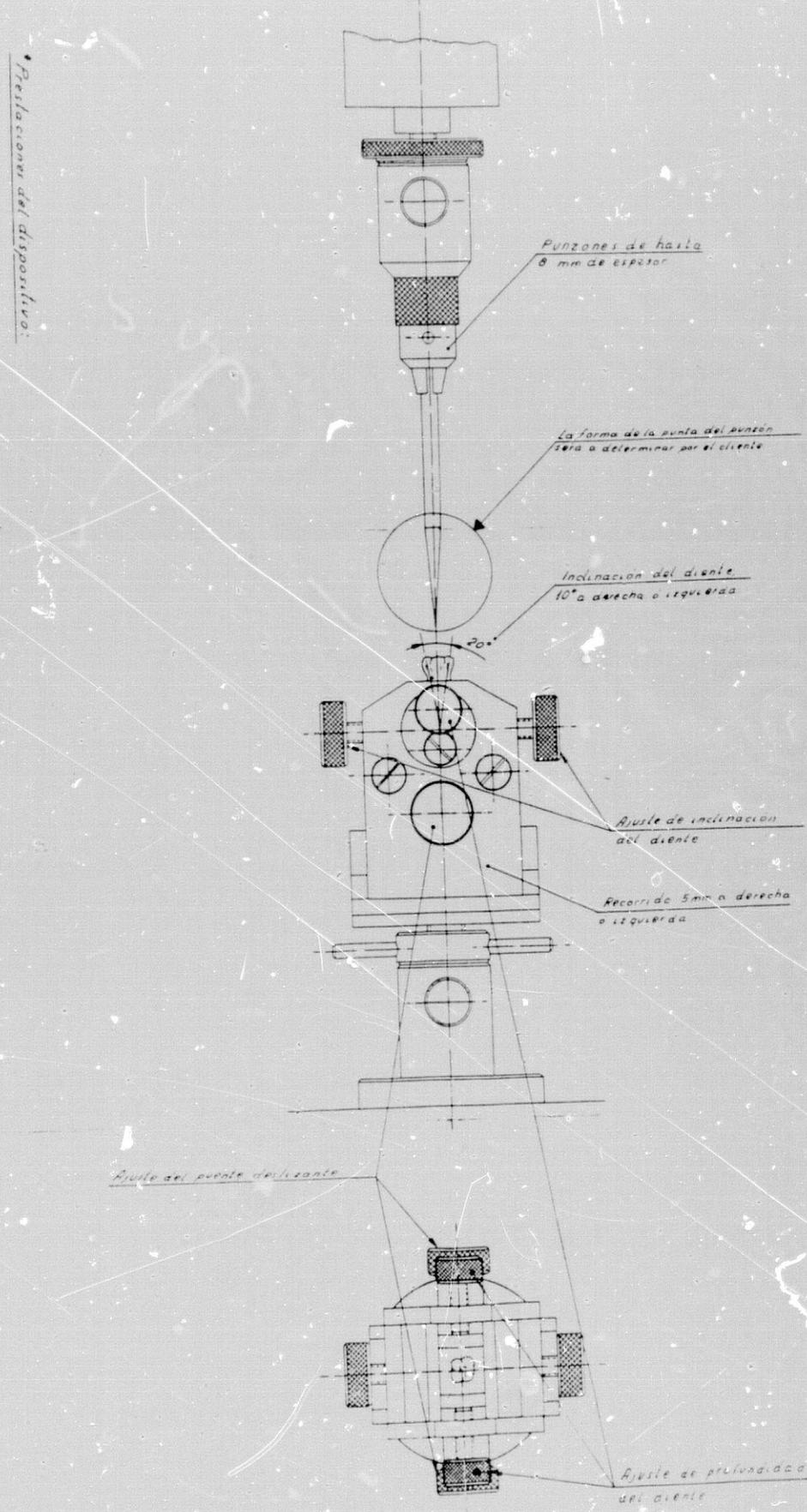


Figura 36.-

- Preparación del dispositivo:**
- Posibilidad de introducir punzones de hasta 8mm de espesor
 - Movimiento del diente, en el plano horizontal, de 5mm (Paralelo al eje).
 - Movimiento del diente, en el plano horizontal, de 5mm (Paralelo al eje).
 - Inclinación del diente de 10°
 - Fijación finta del dispositivo superior, como del inferior a través de bolones.
 - Yuntas que actúan en las biseladas de los dispositivos que trabajan a compresión.
 - En tracción no es necesario el uso de las contralanzas metálicas superior ni la contralanza a varado en el dispositivo inferior.



IEP control, s. a. <small>Ingeniería de Precisión y Control S. A.</small> <small>Director de Estudios: J. I. Ibarra</small>		Modelo: mod 500 <small>Dispositivo para control de precisión</small>	
<small>Fecha:</small> <small>Elab.:</small> <small>Rev.:</small> <small>Edic.:</small>	<small>Auto:</small> <small>Dir.:</small> <small>Ing.:</small> <small>Oper.:</small>	<small>Modelo:</small> <small>Mod.:</small> <small>Edic.:</small> <small>Rev.:</small>	<small>Fecha:</small> <small>Elab.:</small> <small>Rev.:</small> <small>Edic.:</small>

- Acido fosforico al 37 % en gel (3M).
- Cemento de vidrio ionomero: Ketac-Cem. (ESPE).
- Sistema para incrustacion: SR- ISOSIT INLAY/
ONLAY (Vivadent).
- Instrumental manual para condensado y modelado de
la amalgama: HU- FRIEDEY: PLG- 4M. PLG - 2M.
Hollen Back 1/2 y Cleoide Discoida.
- Instrumento manual para colocar la resina
compuesta: LM 43-47
- Matrices: Polident de metal de 7 mm de alto y
0'03 mm de grosor.

Matriz trasparente de 3M.

- Portamatrices Tofflemire.
- Vibrador de amalgama Silamat (Vivadent).
- Espátula de acero inoxidable y loseta de vidrio.

- Jeringa portamateriales: Hawe Centrix. II (Hawe Neos)

- Resina cementante DUAL. (Vivadent)

- Material de impresion: Siliconas (Optosil Xantopren) (Bayer).

- Lampara de luz halógena Visilux - 2 (3 M).

- Discos Sof-lex de pulido (3M).

PARTE 3ª.- DESARROLLO Y ESTUDIO DE LA HIPÓTESIS:

II.- MÉTODO.

II.1.- GRUPOS DENTARIOS.

II.2.- MÉTODO DE PREPARACIÓN CAVITARIA.

II.3.- MÉTODO DE OBTURACIÓN CAVITARIA.

II.4.- MÉTODO DE ESTUDIO DE LA RESISTENCIA.

II.5.- MÉTODO ESTADÍSTICO.

II.- MÉTODO

II.1.- GRUPOS DENTARIOS

- Grupos constituidos por dientes integros (Pag. 231):

Grupo 1

y

Grupo 2

-Grupos 3, 4, 5, 6 y 7 se cavitaron de la siguiente manera y no se obturaron.

Grupo 3.- Cavidad ocluso-mesial. (Pag. 231).

Grupo 4.- Cavidad ocluso-mesio-distal. (Pag. 231).

Grupo 5.- Cavidad para resina compuesta. (Pag. 231).

Grupo 6.- Cavidad de Mo LEAN (214) (Pag. 232).

Grupo 7.- Cavidad ocluso-mesial, con cuspidе palatina socavada (Pag. 233).

- Los grupos del 8 al 19 se obturaron según el método descrito a continuación. (Pag. 234 - 235 - 236 - 237 y 238).

II.2.- MÉTODO DE PREPARACIÓN CAVITARIA:

- *Cavidad ocluso- mesial.*- A la caja oclusal se le dió un ancho de $1/3$ de la distancia intercuspídea y una profundidad de 2 mm hacia pulpa. A la caja proximal le dimos un ancho de $1/3$ del mayor contorno buco-lingual. Tallamos esta caja hasta 1 mm de la línea cervical y con una profundidad de 1 mm hacia la pulpa. (Pag. 230) (fig. 37).

Las fresas utilizadas fueron la 330 y la 331L de tugsteno, montadas a alta velocidad y con refrigeración acuosa. Se redondeó el ángulo axio- pulpar y se aplanó el suelo pulpar y gingival con la fresa 56 de tugsteno, montada a velocidad convencional. (Fig. 37) (Pag. 230) y muestra nº 3 (Pag. 231).

- *Cavidad ocluso-mesio-distal.*- Se utilizó la misma técnica anteriormente expuesta, pero extendiendo nuestro diseño a la pared distal del premolar. (muestra nº 4) (Pag. 231).

- *Cavidad para resina compuesta.*- Se realizó de la misma forma que la cavidad ocluso- mesial, para redondear las paredes cavitarias se introdujo una fresa redonda de tugsteno del número 5, montada a alta velocidad y con refrigeración acuosa, con lo que la cavidad original ocluso- mesial se vió ampliada. No se biseló en oclusal ni tampoco

en proximal. La fresa redonda se pasó por todas las paredes dentinarias, quedando una cavidad con paredes muy redondeadas para permitir un mejor flujo del material. (muestra nº 5, Pag. 231).

-Cavidad ocluso-mesial con cúspide palatina socavada.- Se diseñó una cavidad ocluso- mesial de idénticas características a las anteriores y posteriormente con una fresa redonda de tungsteno del número 5, montada a alta velocidad y con refrigeración acuosa, se entró desde proximal quitando dentina de debajo de la cúspide palatina hasta socavarla completamente, conservando el esmalte y procurando no realizar presiones que le produjeran fracturas. (muestra nº 7) (Pag. 233).

- Cavidad Mc LEAN.- Fue preparada siguiendo la descripción de RADIGALES (214). Realizamos la caja oclusal con la fresa 330 de tungsteno, montada a alta velocidad y con refrigeración acuosa, y profundizamos por la fosa mesial, extendiendonos de vestibular a lingual pero sin destruir el esmalte del reborde marginal ni el de la pared proximal. Con fresa redonda de tungsteno del número 3, montada a alta velocidad y con refrigeración acuosa, hicimos un orificio de entrada en la cara mesial, extendiendonos en sentido vestibulo-lingual aproximadamente $1/3$ del mayor ancho buco-lingual, por debajo de la línea de contorno, que es donde consideramos se encuentra el punto de contacto y por lo

tanto zona de autolimpieza. Hacia gingival este orificio fue de un milimetro de alto. (muestra nº 6) (Pag. 232).

Incrustaciones de resina compuesta. - Se realizó una cavidad ocluso- mesial con un istmo de un tercio de la distancia intercuspeada, con ángulos internos redondeados y paredes expulsivas. Se efectuó con una fresa 331 L de tungsteno, montada a alta velocidad y con refrigeración acuosa. Se biseló, con un bisel corto y nitido, el esmalte de las paredes de la caja proximal. En la cara oclusal se protegieron ambas cúspides, biselando con forma de chaflán en vestibular y biselando y contrabiselando en chaflán en la cúspide palatina. El grosor del chaflán fue de 1 mm, para proporcionar suficiente grosor al material. Los biseles se realizaron con el diamantado en punta de bala montado a alta velocidad y con refrigeración acuosa. (Muestra 19, Pag. 238).

II.3.- MÉTODO DE OBTURACIÓN CAVITARIA

-Obturación de amalgama.- Se utilizó una matriz de metal, ayudados de un portamatrices. Se vibraron las capsulas de amalgama durante ocho segundos. La amalgama se condensó manualmente y posteriormente al fraguado inicial de la misma, se talló y modeló. No colocamos ninguna base ni barniz cavitario. (muestra nº 8 y nº 10, pag. 234).

Restauración con resina compuesta.- En estas cavidades se procedió para su obturación a la técnica de grabado ácido del esmalte durante 60 segundos, se lavó durante 60 segundos y se secó con aire libre de aceite y residuos durante 30 segundos. Posteriormente, ayudados de un pincel suave, se aplicó sobre esmalte y dentina la resina de unión (Scotch-bond) sin retirar previamente el Smear Layer, como aconseja NAVAJAS en una reciente publicación. (204 y 209). Una vez cubiertas todas las paredes, se aplicó aire de la jeringa para ayudar a la evaporación del disolvente y se polimerizó, se colocó una nueva capa de Scotch-bond se evaporó de nuevo y se volvió a polimerizar. Polimerizamos 30 segundos desde oclusal y 30 segundos desde proximal.

Para la colocación del material se empleó la técnica incremental, en tres porciones en cada caja (proximal y oclusal). Una porción bucal que polimerizamos

desde bucal durante 40 segundos y a través de la matriz transparente, otra porción lingual que fue polimerizada desde la superficie lingual del diente y una porción oclusal polimerizada desde la superficie oclusal. La caja oclusal se obturó de la misma forma, evitando así el efecto de acercamiento de las cúspides que se puede producir al polimerizar una masa que una dos paredes opuestas. Pulimos la superficie oclusal de la restauración, ya que la superficie proximal, al utilizar una matriz, quedó lisa y perfectamente pulida. (muestras nº9, nº 11, nº 12, nº 16 y nº 18) (Pag. 234 - 235 - 237 y 238).

- *Método de obturación utilizando la técnica laminada para cemento de vidrio ionómero y resina compuesta.* - En la cavidad ocluso-mesial con cúspide palatina socavada, se preparó el cemento de vidrio ionómero de fraguado rápido en las proporciones y tiempo de espatulado que preconizan los fabricantes. Se llevó, mediante la jeringa portamateriales, a la cavidad, hasta rellenar con este material la cúspide palatina socavada. Esperamos los cuatro minutos de fraguado que aconseja la casa comercial y se volvió a modelar la cavidad ocluso-mesial inicialmente diseñada, con istmo de un tercio de la distancia intercuspidea. Se grabó esmalte y cemento de vidrio con ácido fosfórico durante 40 segundos y posteriormente se obturó la cavidad con resina compuesta, de la forma descrita anteriormente. (muestra nº 15, Pag. 237).

En la cavidad de Mc LEAN, colocando alrededor del diente una matriz de celuloide, se obturó con cemento de vidrio ionomero de la forma descrita en el apartado anterior. A los cuatro minutos de fraguado se rebajo el exceso de material de cemento de vidrio ionomero hasta conseguir el nivel de la caja oclusal, la cual se obturó con resina compuesta siguiendo la técnica incremental ya descrita. (muestra nº 17, Pag. 237).

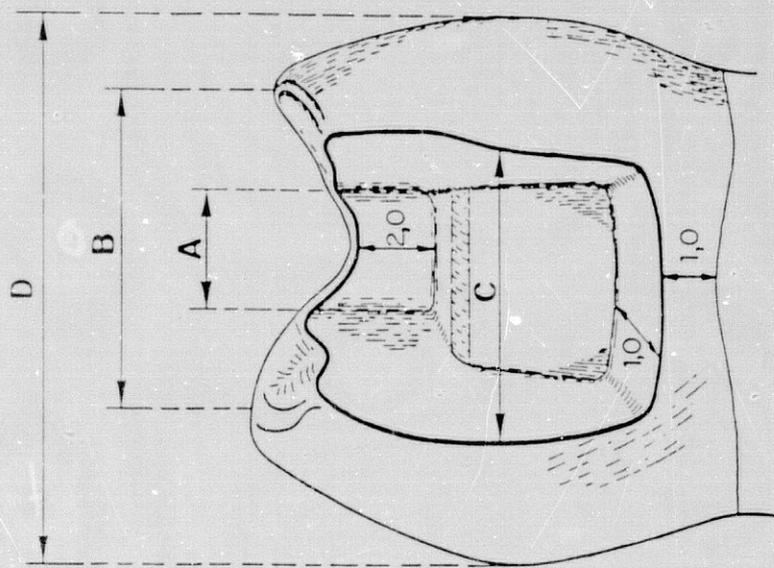
- *Método de obturación de la cavidad ocluso-mesial, con cúspide palatina socavada, combinando los materiales cemento de vidrio ionomero y amalgama.*- El cemento de vidrio se manejó como ya hemos indicado y se colocó de la misma forma que describimos en el apartado de la técnica incremental. Se talló sobre este material la cavidad ocluso-mesial con istmo de $1/3$ de la distancia intercuspeada y se obturó con amalgama mediante la técnica ya especificada. (muestra nº 13, Pag 236).

- *Método de obturación de la cavidad ocluso-mesial, con cúspide palatina socavada, combinando los materiales resina compuesta y amalgama.*- Se grabó el esmalte de la cúspide palatina socavada, se aplicó el adhesivo dentinario y se obturó con resina compuesta, como ya hemos explicado, hasta lograr la cavidad de diseño clásico con un istmo de $1/3$ de la distancia intercuspeada. Se obturó esta cavidad

con amalgama de la manera previamente especificada. (muestra nº 14, Pag. 236).

- *Incrustación de resina compuesta (On Lay).*- De la cavidad tallada se tomaron impresiones con una silicona de adición en dos fases, viscosa y fluida, de marca Optosil y Xantopren. Se vació y se mandó al laboratorio. Una vez recibidas las incrustaciones de resina compuesta del laboratorio, se procedió al grabado ácido del esmalte cavitario durante sesenta segundos, se aplicó después con un pincel una capa de resina de interfase por todas las paredes y se evaporaron los excesos con aire, repetimos esta operación.

Polimerizamos con luz e incorporamos la resina cementante (DUAL), que es auto y fotopolimerizable, a la cavidad. Polimerizamos durante 60 segundos cada una, las siguientes superficies gingival, proximal y oclusal. El material no accesible a la luz, fraguó al cabo de diez a quince minutos de realizada la mezcla. (muestra nº 19, Pag. 238).



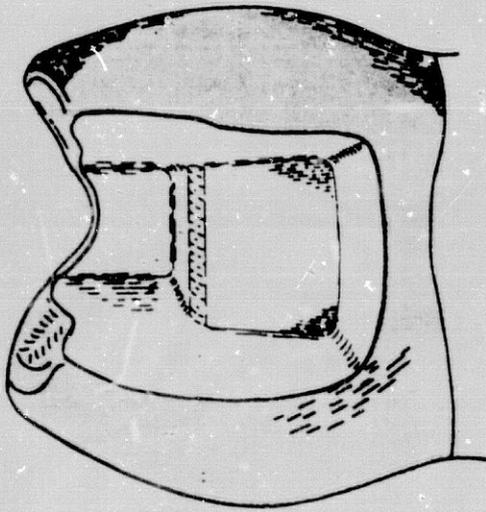
$$A = \frac{1}{3} \text{ de } B$$

$$C = \frac{1}{3} \text{ de } D$$

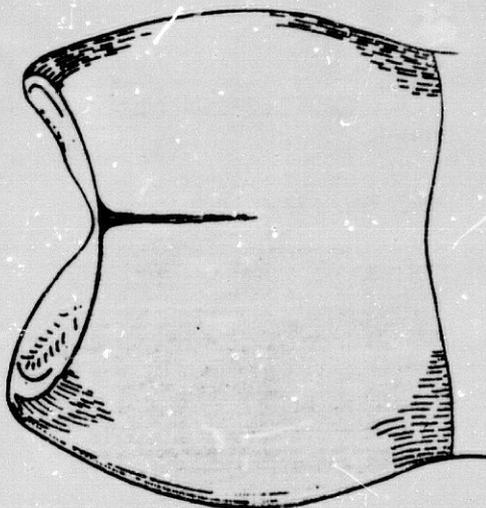
DIMENSIONES DE LA PREPARACION CAVITARIA

MUESTRAS

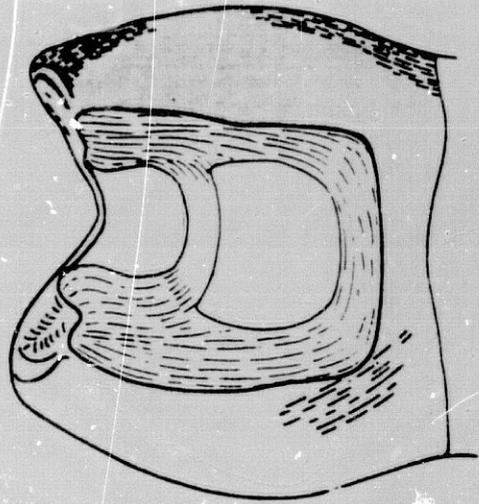
Nº 3



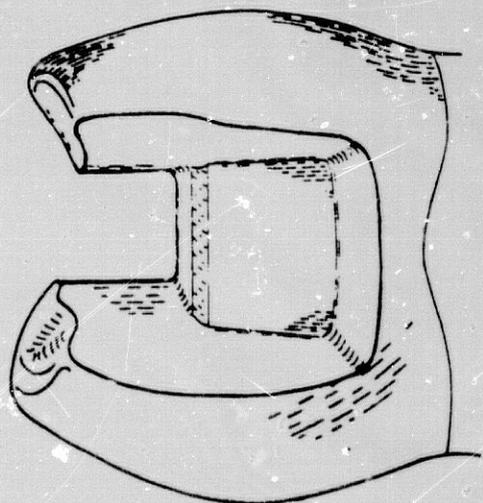
Nº 1 y 2



Nº 5

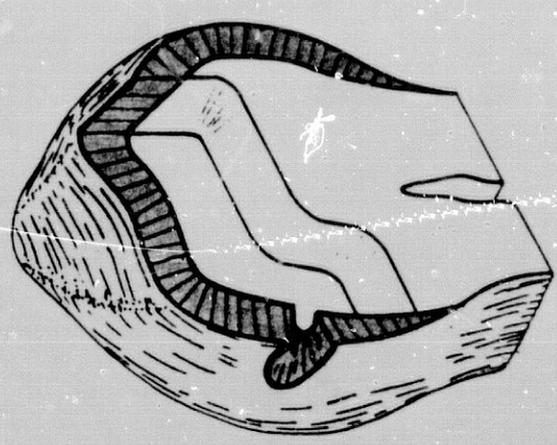


Nº 4



ESMALTE
 DENTINA

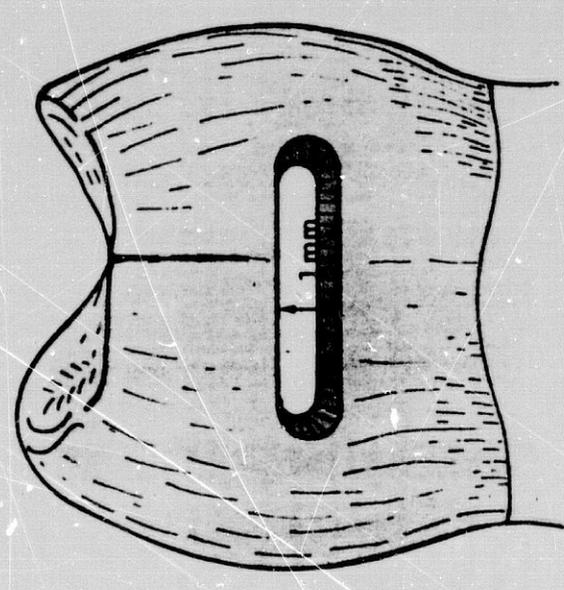
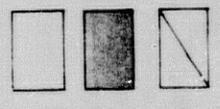
MUESTRA N° 6



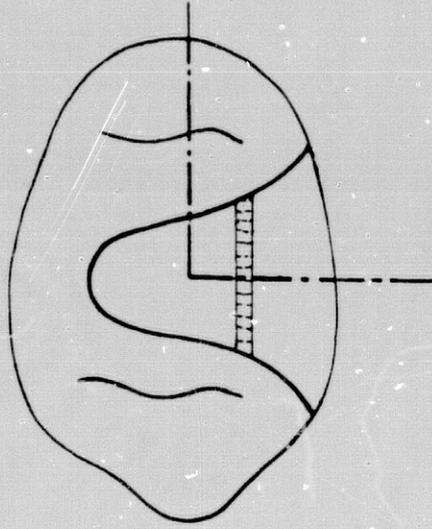
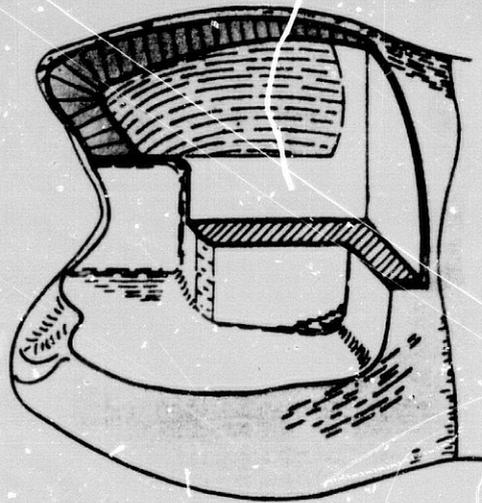
ESMALTE

ESMALTE CORTADO

DENTINA



MUESTRA N° 7

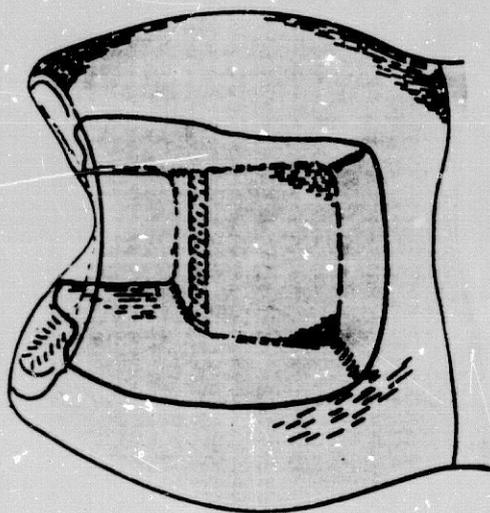


- ESMALTE
- ESMALTE SECCIONADO
- DENTINA



MUESTRAS

Nº 10



ESMALTE

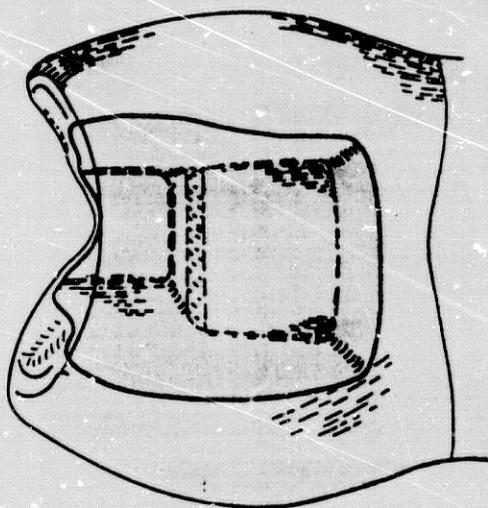


AMALGAMA

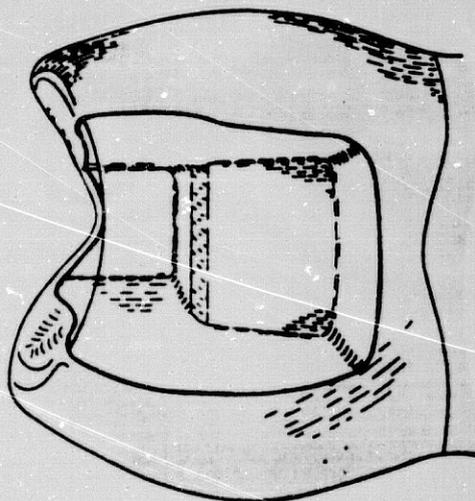


RESINA COMPUESTA

Nº 8

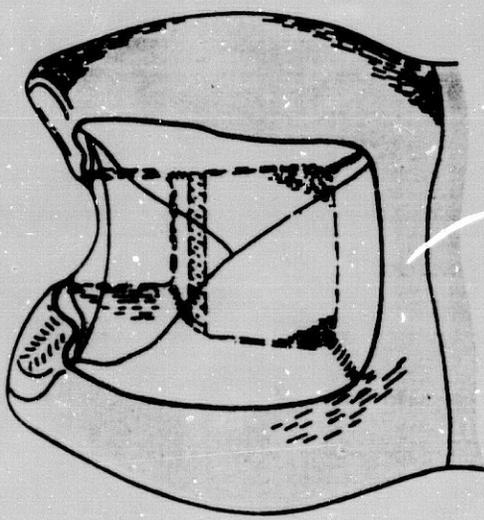


Nº 9

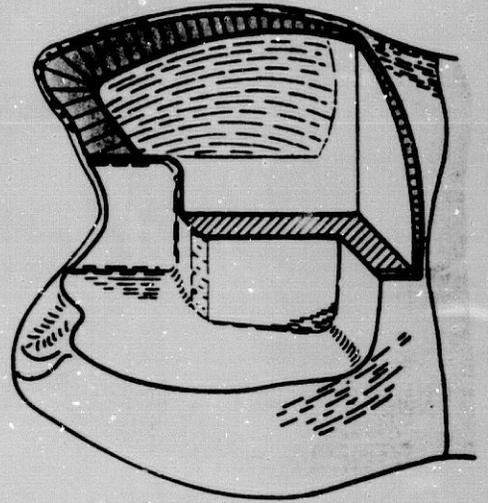


- ESMALTE
- ESMALTE SECCIONADO
- DENTINA
- RESINA COMPUESTA

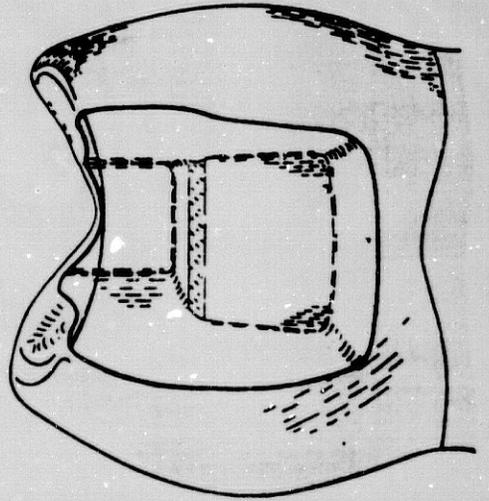
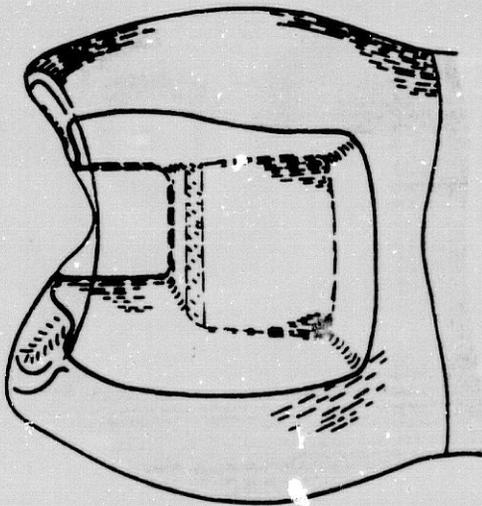
MUESTRAS



Nº 11

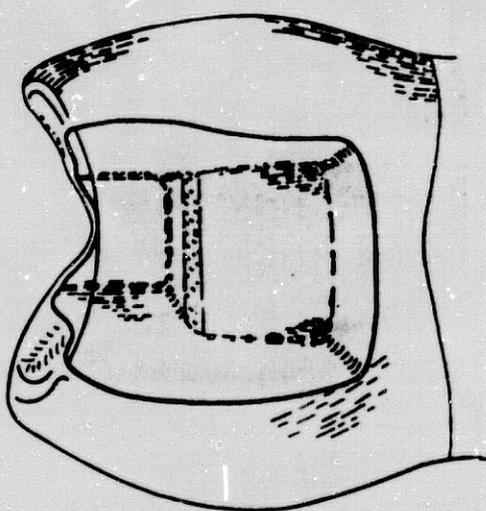
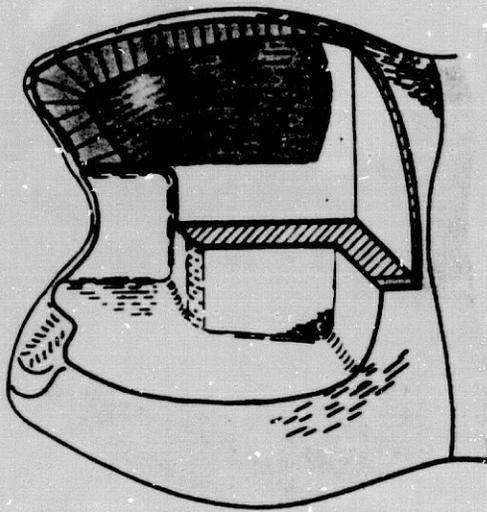


Nº 12

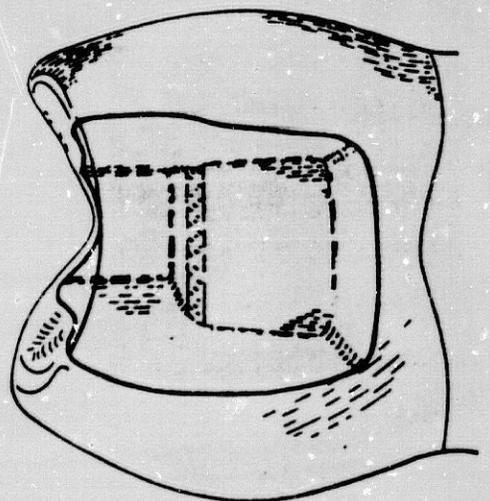
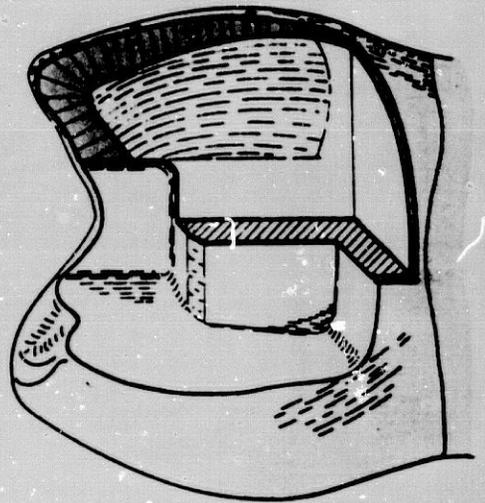


MUESTRAS

Nº 13



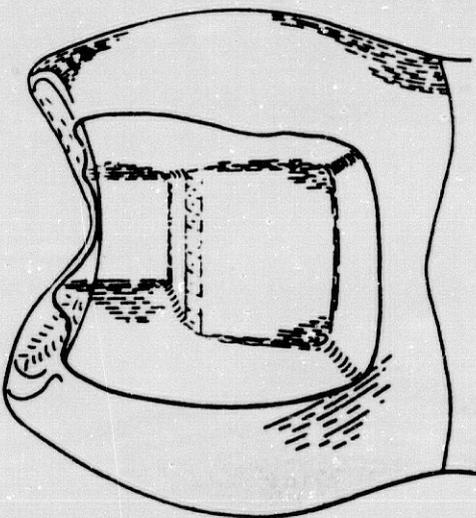
Nº 14



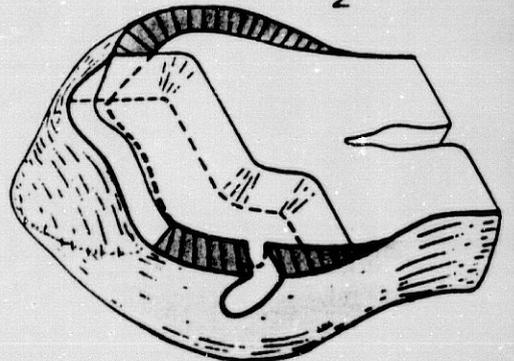
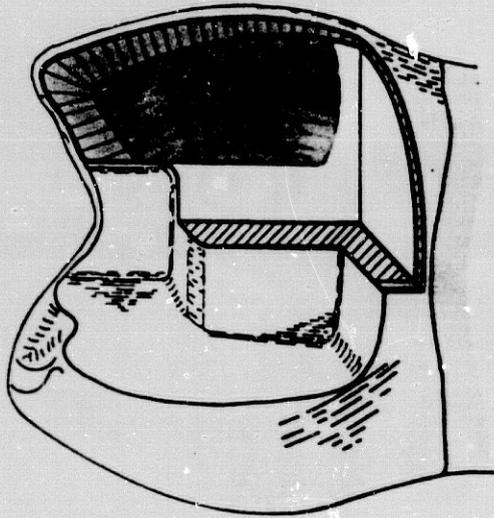
- ESMALTE
- ESMALTE SECCIONADO
- DENTINA
- RESINA COMPUESTA
- AMALGAMA
- CEMENTO DE VIDRIO IONOMERO

MUESTRAS

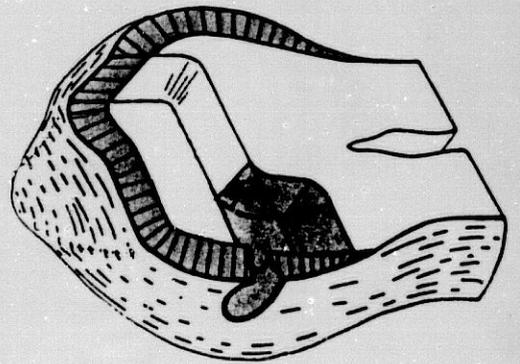
- ESMALTE
- ESMALTE SECCIONADO
- DENTINA
- RESINA COMPUESTA
- AMALGAMA
- CEMENTO DE VIDRIO IONOMERO



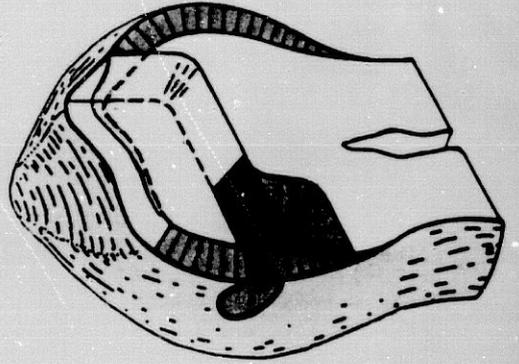
Nº 15



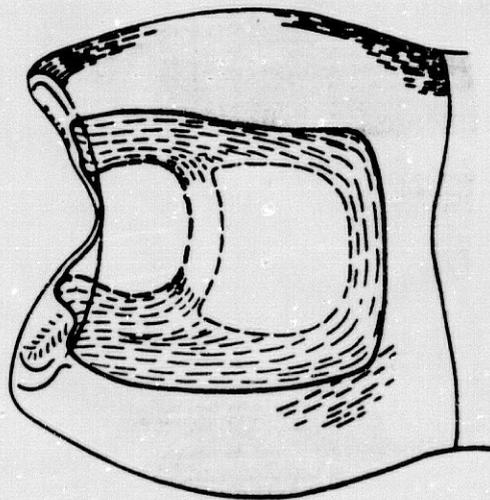
Nº 16



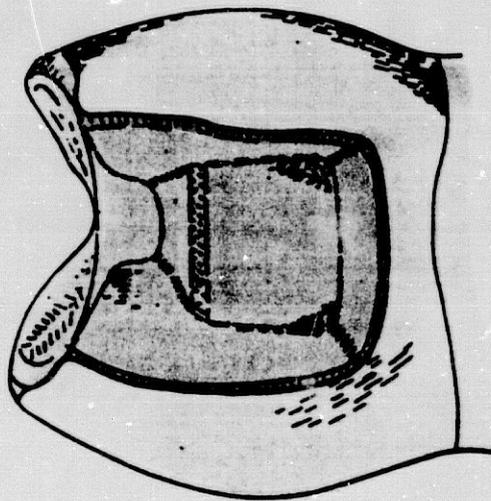
Nº 17



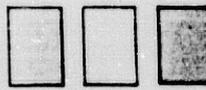
MUESTRAS



N° 18



N° 19



ESMALTE

RESINA COMPUESTA

ON-LAY

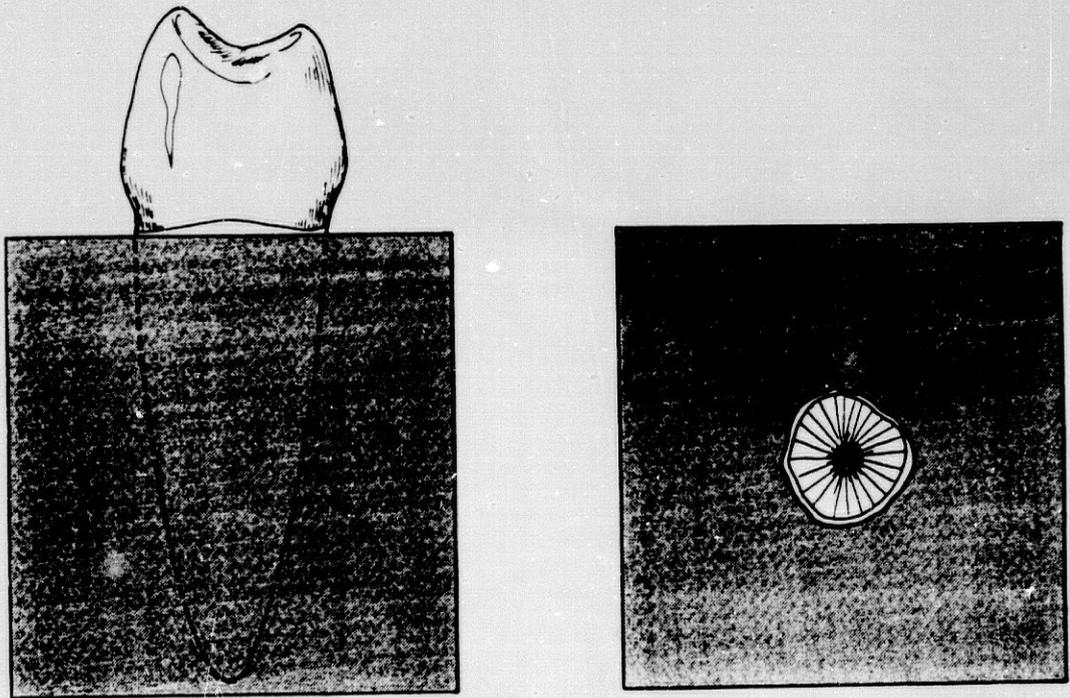
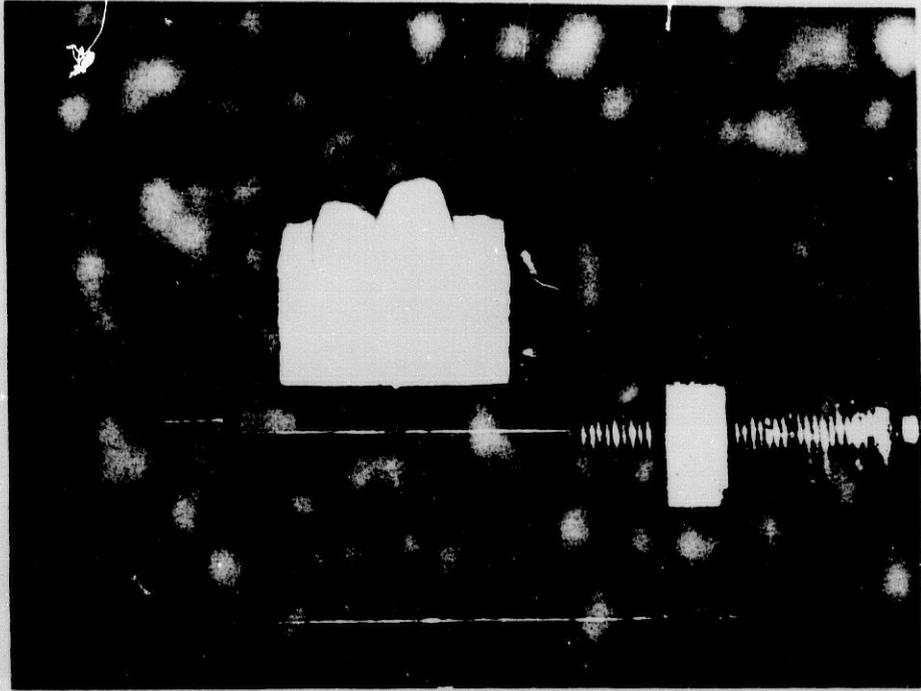
II-4.- **MÉTODO DE ESTUDIO DE LA RESISTENCIA.** Los dientes se fijaron por la raíz, hasta el nivel del cuello anatómico, en resina autopolimerizable que fraguó dentro de una mufla, la que proporciono a la base de resina la forma necesaria para la adaptación posterior de las probetas al receptáculo del travesaño fijo de la máquina de presión. (Figura 38, Pag.241). Impregnamos la mufla de vaselina, previamente a la inserción de la resina, para evitar que ésta se adheriera a sus paredes. El diente se incluyó procurando que su eje quedara perpendicular a la superficie de resina.

Los dientes así montados se introdujeron en el travesaño inferior de la maquina de ensayo, que, como ya especificamos en el apartado material, goza de una serie de movimientos, con los que conseguimos que el punzón colocado en el travesaño móvil actuara de forma perpendicular a la cara oclusal y apoyado en las crestas armadas de ambas cúspides. Los punzones, al ser de punta semicircular, establecieron contactos puntiformes con la superficie del diente.

La elección de uno u otro punzón dependió del diámetro buco-lingual del diente, ya que pretendimos que las cargas se localizaran en unos puntos determinados de las crestas armadas. En vestibular el punto de contacto lo establecimos a $1/3$ del camino entre el margen de la

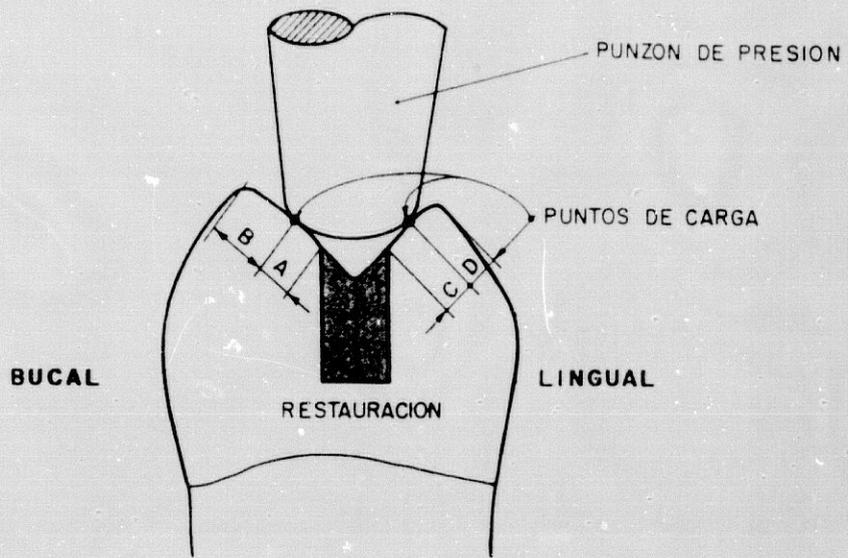
obtención y el vertice cuspideo y en la cúspide palatina a mitad de camino de la distancia entre el margen de la obturación y el vértice (Figura 39, Pag. 242). Esto fue válido para todos los grupos, excepto para los grupos 2, 16 y 17, en los que se realizó la presión en la fosa mesial y reborde marginal mesial.

la presión ejercida fue aumentando progresivamente a medida que el travesaño superior fue descendiendo a velocidad constante, hasta que el diente llegó al límite de su deformación elástica. Los valores de ruptura se anotaron para cada diente.



PREPARACION DE LAS PROBETAS

Figura 38.-



LOCALIZACION DE LOS PUNTOS DE PRESION

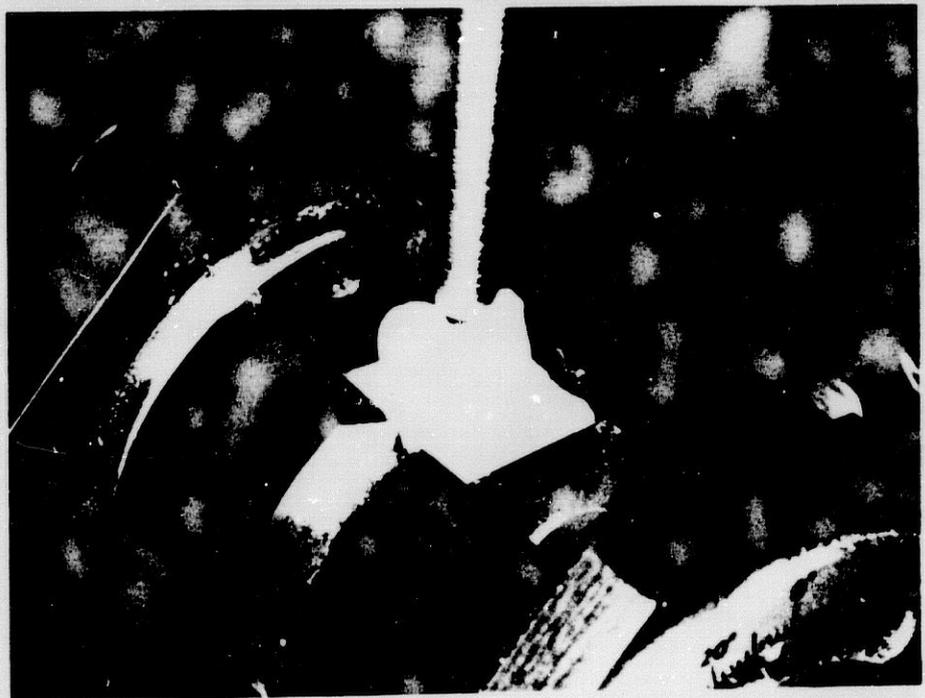


Figura 39.-

II.5.- **MÉTODO ESTADÍSTICO.**- Se calculó la media aritmética, varianza y desviación típica de todos los grupos, con objeto de comparar estadísticamente los valores medios de los grupos, tomados por pares. Para ello se utilizó la prueba de significación t de STUDENT, ya que se trataba de pequeñas muestras (tamaño = 10), procedentes de poblaciones independientes, distribuidas según una ley normal y con varianzas desconocidas.

Como paso previo se realizó el test F de FISHER SNEDECOR de igualdad de varianzas, tomados por pares:

$$H_0 \equiv \sigma_1^2 = \sigma_2^2$$

$$H_1 \equiv \sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$$

Para lo cual se evaluó el estadístico:

$$F_{\text{calc}} = \frac{S_1^2}{S_2^2}$$

Siendo S_1^2 y S_2^2 las cuasivarianzas muestrales, se observó si dicho valor pertenecía o no al intervalo.

$$[F_{1-\alpha/2; n_1-1; n_2-1} \leq \frac{S_1^2}{S_2^2} \leq F_{\alpha/2; n_1-1; n_2-1}]$$

Siendo α el nivel de significación prefijado ($\alpha = 0.05$) y n_1 y n_2 los tamaños muestrales.

En el primer caso, se acepta la hipótesis nula (las varianzas son iguales) y para realizar el test de igualdad de medias se evaluó el estadístico:

$$t_{\text{comp}} = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{S_p \sqrt{1/n_1 + 1/n_2}}$$

Donde:

$$S_p^2 = \frac{(n_1 - 1) S_1^2 + (n_2 - 1) S_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

Se comparó con el valor correspondiente de la tabla de la distribución t de STUDENT con $n_1 + n_2 - 2$ grados de libertad.

En el segundo caso (varianzas distintas), para comparar estadísticamente las medidas se evaluó:

$$t_{\text{exp}} = \frac{(\bar{X}_1 - \bar{X}_2)}{\sqrt{\frac{S_1^2}{n_1} + \frac{S_2^2}{n_2}}}$$

Y se comparó con el valor correspondiente de la tabla de la distribución t de STUDENT, con f grados de libertad, obteniéndose f mediante la aproximación de WELCH:

$$f = \left[\frac{\left(\frac{S_1^2}{n_1} + \frac{S_2^2}{n_2} \right)^2}{\frac{\left(\frac{S_1^2}{n_1} \right)^2}{n_1+1} + \frac{\left(\frac{S_2^2}{n_2} \right)^2}{n_2+1}} \right] - 2$$

Así, si $t_{\text{exp}} \leq t$ (tabla), las medias poblacionales se consideraron estadísticamente iguales. En caso contrario, se aceptó que había diferencias significativas entre ellas, viniendo dada la significación por el área de las colas bajo la curva de densidad de la t de STUDENT.

PARTE 3ª. - DESARROLLO Y ESTUDIO DE LA HIPÓTESIS.

III. RESULTADOS.

III. RESULTADOS.

En la tabla nº I (Pag. 249) mostramos, en milímetros la distancia intercuspeada de cada espécimen estudiado, incluido dentro del grupo muestral de nuestra metodología.

En la tabla nº II (Pag. 250) se especifican los valores, en Kgrs de resistencia a la fractura por comprensión, de cada espécimen estudiado dentro de cada grupo de nuestra metodología, la media de los mismos, su varianza y la desviación tipo.

En la tabla nº III (Pag. 251) contrastamos los resultados obtenidos entre los grupos muestrales. Para la inferencia estadística aplicamos el test de la t de Student. Especificamos los valores del estadístico t experimental, el número de grados de libertad y la significación p .

En la tabla se muestran también los valores de la media (\bar{X}) y desviación tipo (SD) de cada grupo muestral confrontado.

TRATAMIENTO DE LAS MUESTRAS			
GRUPO	PREPARACION	OBTURACION	ZONA DE PRESION
1	Dientes integros no preparados.		Presión intercuspil
2	Dientes integros no preparados.		Presión en fosa mesial
3	Dientes con cavidad ocluso - mesial	No obturados	Presión intercuspil
4	Dientes con cavidad mesio - ocluso - distal	No obturados	Presión intercuspil
5	Dientes con cavidad diseñada para composite	No obturados	Presión intercuspil
6	Dientes con cavidad de Mc Lean	No obturados	Presión en fosa mesial
7	Dientes con cavidad ocluso - mesial, cúspide palatina socavada.	No obturados	Presión intercuspil
8	Dientes con cavidad ocluso - mesial	Obturados con amalgama	Presión intercuspil
9	Dientes con cavidad ocluso - mesial. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con resina compuesta	Presión intercuspil
10	Dientes con cavidad mesio - ocluso - distal	Obturados con amalgama	Presión intercuspil
11	Dientes con cavidad mesio - ocluso - distal. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con resina compuesta	Presión intercuspil
12	Dientes con cavidad ocluso - mesial, cúspide palatina socavada. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con resina compuesta	Presión intercuspil
13	Dientes con cavidad ocluso - mesial. Cúspide palatina socavada.	Obturados con cemento de vidrio ionómero, debajo de la cúspide, el resto de la cavidad obturada con amalgama.	Presión intercuspil
14	Dientes con cavidad ocluso - mesial, cúspide palatina socavada. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con resina compuesta debajo de la cúspide palatina, el resto de la cavidad obturado con amalgama.	Presión intercuspil
15	Dientes con cavidad ocluso - mesial, cúspide palatina socavada. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con cemento de vidrio ionómero debajo de la cúspide palatina, el resto de la cavidad obt. con resina comp.	Presión intercuspil
16	Dientes con cavidad de Mc Lean. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con resina compuesta	Presión en fosa mesial
17	Dientes con cavidad de Mc Lean. Grabado ácido, colocación Scotchbond.	Obturados con cemento de vidrio ionómero hasta la caja oclusal. Obturación de la caja oclusal con resina compuesta	Presión en fosa mesial

248

TABLA I

GRUPOS MUESTRALES

ESPECIMENES		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
1	4,5	6	5,5	5,5	5,5	6	6,9	6,5	6,4	6,1	5,8	5,4	5,7	6,8	6,5	6,1	6,4	6,5	7	5,8
2	4,5	5,5	6,2	7,1	6	5,4	5,4	7,5	6,2	5,3	6,1	5,5	6,5	6,2	5,5	6,2	6,3	6,5	7	6,2
3	4,6	5,7	6,3	7,5	6,4	5,8	5,8	6,1	7,9	5,5	7,2	5,8	6,4	5,5	6	7,3	5,7	6	6,3	5,3
4	5	6	5,4	5,9	8	7	7	5,5	6,6	6,6	6	6	5,4	6,5	6	7	4,7	5,2	5,2	6
5	5,1	6	6	7	6,4	5,8	5,8	6,4	6,4	5,8	6	5,3	5	5,5	6,9	6,2	7,2	6,2	5,5	5,5
6	5,3	5,7	5,7	6,6	6,4	6,4	6,4	5,6	5,6	4,9	5,8	6,1	5,6	7,4	5,9	5,7	7	5,5	7	4,4
7	5,3	5,8	5,9	6,1	6	5,4	5,4	6,5	6,4	5,6	6,8	6	6,9	7,8	6	5,5	7	5	6	5,7
8	6,1	7	6,5	6,2	5	6,7	6,7	7	6,2	6,1	6,2	5,8	6,4	6,5	6,2	5,4	6	6	6,8	6
9	5,4	6,1	5,8	6	7	6,9	6,9	6,3	6,2	6,4	6,2	5,2	6,2	6,5	6,3	6,5	5,5	5,4	5,7	5,4
10	5	6,4	6,2	6,6	6	7	7	6,5	6,5	6,8	5,6	5,3	5,8	6	5,3	6,9	6,3	5,3	5,8	6,3
Media	5,08	6,02	5,95	6,45	6,32	6,33	6,44	6,39	6,44	5,91	6,17	5,64	5,99	6,47	6,06	6,28	6,21	5,76	6,23	5,66

RESULTADOS DE LA DISTANCIA INTERCUSPAL

TABLA II

GRUPO	VALORES (Kgrs)										MEDIA	VARIANZA	DESVIACION TIPO
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
1	181,2	91,8	199,1	199	236,7	190,3	179,6	156,4	209,8	190	183,39	1473,079	38,38
2	114,5	98,6	65,3	36	63,6	55,7	74,9	77,8	60	70	71,64	486,63	22,05
3	196,6	93,9	69,6	74,7	62,3	108,4	127,8	95,5	112,8	96,6	103,82	1471,937	38,36
4	29,5	105,7	60,9	44,3	67,7	69,7	68,9	50,7	56,2	67,6	62,05	394,6448	19,86
5	34	51,7	103,4	114,4	76,2	75,5	70,01	49,5	72,2	94,22	74,12	625,36	25,00
6	35,6	23,7	14,5	33,4	16,2	30,7	48,9	15,4	20,3	26,6	26,53	118,82	10,9
7	49	30,7	47,1	26,3	38	38,5	57,9	31,8	16,6	61,2	39,71	119,5165	14,12
8	96,7	248,2	224,4	206	41,7	123,9	127	197,7	212,2	121,2	159,9	4.454,23	66,74
9	231,1	255,6	232,2	174,5	175,2	120	153	170,8	190,8	84,2	178,74	2332,795	48,29
10	141,4	131,7	129,6	99,7	48,8	152,9	146,5	89,5	135,6	98,1	117,38	1059,753	32,55
11	209,2	216,9	202,3	147,1	281,9	187,5	193,1	200,7	189,3	122,5	190,05	1058,514	32,53
12	176,4	89,8	159,7	40,3	88,4	110,7	149	90,9	78,1	91,6	107,490	1754,579	41,88
13	84,1	67,3	63,8	51,2	38,1	75,9	177,6	52,2	103,7	65,1	77,90	1564,511	39,55
14	61,5	41,1	46,2	81,7	40,1	37,6	64,7	59,7	23,4	53,9	50,99	278,4122	16,68
15	144,7	78,3	91,4	119,2	73,2	105,1	81,7	91,9	81	140,5	100,7	672,519	25,93
16	68,6	60,6	46,2	68,9	43,3	55,6	80,4	44,9	56,8	70,4	59,57	155,8825	12,48
17	68,1	68	150,4	57,4	68,5	54,1	57,2	46,6	78,1	48,5	69,69	902,65	30,04
18	230	219	180	209	172	170	153	99	120	170	172,680	1.708,006	41,32
19	50,9	91,2	50,8	49	50,1	51,9	57,3	74,8	58,1	59,3	59,34	206,44	14,36

GRUPO	\bar{X}	SD	N	Nivel de significación entre las diferencias de las medias	N	SD	\bar{X}	MUESTRA
1	183,39	38,38	10	t = 4,6366 gl = 18 p < 0,05	10	38,36	103,82	3
1	183,39	38,38	10	t = 8,87 gl = 13 p < 0,05	10	19,86	62,05	4
1	183,39	38,38	10	t = 7,5430 gl = 18 p < 0,05	10	25	74,12	5
1	183,39	38,38	10	t = 11,109 gl = 11,3 p < 0,05	10	14,12	39,71	7
1	183,39	38,38	10	t = 0,964838 gl = 18 p < 0,3474	10	66,74	159,9	8
1	183,39	38,38	10	t = 0,3921339 gl = 18 p < 0,6995	10	48,29	175,74	9
1	183,39	38,38	10	t = 4,1476 gl = 18 p < 0,05	10	32,55	117,38	10
1	183,39	38,38	10	t = 0,4185 gl = 18 p = 0,69047	10	32,53	190,05	11
1	183,39	38,38	10	t = 4,2247 gl = 18 p < 0,05	10	41,88	107,49	12
1	183,39	38,38	10	t = 6,0526 gl = 18 p < 0,05	10	39,55	77,90	13
1	183,39	38,38	10	t = 10 gl = 18 p < 0,05	10	16,68	50,99	14
1	183,39	38,38	10	t = 5,6451 gl = 18 p < 0,05	10	25,93	100,7	15
1	183,39	38,38	10	t = 0,60048 gl = 18 p = 0,55567	10	41,32	172,68	16
1	183,39	38,38	10	t = 9,50 gl = 12 p < 0,05	9	14,36	59,34	19
2	71,64	22,05	10	t = 5,79 gl = 13,14 p < 0,05	10	10,9	26,53	6
2	71,64	22,05	10	t = 1,5057 gl = 18 p = 0,1494672	10	12,48	59,57	16
2	71,64	22,05	10	t = 0,1654 gl = 18 p = 0,87044	10	30,04	69,69	17
8	159,9	66,74	10	t = 0,60801 gl = 18 p = 0,55077	10	48,29	175,74	9
10	117,38	32,55	10	t = 4,993037 gl = 18 p < 0,05	10	32,53	190,05	11
12	107,49	41,88	10	t = 1,624185 gl = 18 p = 0,1217178	10	39,55	77,90	13
13	77,90	39,55	10	t = 1,98 gl = 12 p = 0,071	10	16,68	50,99	14
13	77,90	39,55	10	t = 1,5243 gl = 18 p = 0,14478	10	25,93	100,7	15
12	107,49	41,88	10	t = 0,435839 gl = 18 p = 0,66813	10	25,93	100,7	15
9	175,74	48,29	10	t = 0,15222 gl = 18 p = 0,88070	10	41,32	172,68	18
12	107,49	32,55	10	t = 3,96 gl = 11,78 p = 0,0017	10	16,68	50,99	14
16	59,57	12,48	10	t = 9,83 gl = 12 p = 0,3464	10	30,04	69,69	17

\bar{X} = MEDIDA EN KG
SD = DESVIACION DE CASOS DE LA MUESTRA
N = NUMERO DE ESPECIMENES

t = t de STUDENT
gl = GRADOS DE LIBERTAD
p = PROBABILIDAD

PARTE 3ª.- DESARROLLO Y ESTUDIO DE LA HIPOTESIS.

IV.- DISCUSION.

IV. 1.- CONSIDERACIONES SOBRE LA TECNICA
UTILIZADA.

IV. 2.- CONSIDERACIONES SOBRE LOS RESULTADOS.

IV.1. -CONSIDERACIONES SOBRE LA TÉCNICA UTILIZADA.

La motivación principal para la realización de este trabajo surgió al considerar la propiedad de los composites de devolver al diente obturado con ellos, la resistencia estructural que el mismo hubiera perdido por diversas patologías, principalmente la caries. Actuando este material de obturación, junto a los modernos mecanismos de adhesión a esmalte y dentina, como una unidad estructural con el resto de la corona dentaria sana.

Lo más sugestivo de estos materiales y de sus propiedades adhesivas es que nos van a permitir cambiar todo el concepto de preparación cavitaria, apartándonos de las normas básicas de la odontología de BLACK, no siendo necesarias las conformaciones cavitarias retentivas ni las formas de resistencia. Así, por ejemplo, el suelo plano preconizado por BLACK para evitar el desplazamiento del material, al quedar éste adherido por otros métodos, ya no resultará necesario, como tampoco resultará necesario eliminar sustancia dentaria por falta de apoyo dentinario, proporcionándonos un indiscutible ahorro de tejido. (203) (204) (205).

Elegimos primeros premolares en nuestro trabajo, por ser unos dientes cuya colocación en el arco dentario les da un importante valor estético, por lo que con gran

frecuencia el paciente en nuestra clínica habitual se encuentra motivado a conservarlos, exigiendo una estética aceptable.

El desgaste en el sector de los premolares es menor que en dientes situados más distalmente, en una proporción de 10 en la región molar a uno en la región premolar (152).

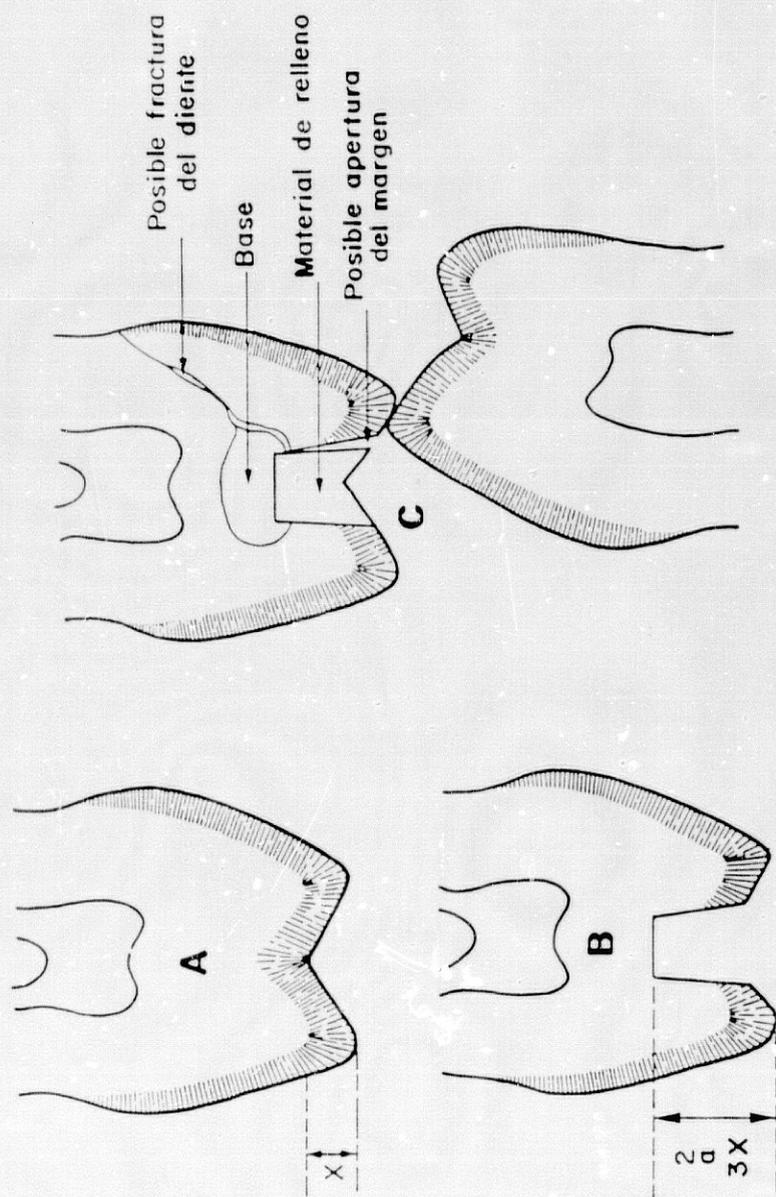
Debemos conseguir en el trabajo experimental, un contacto entre el punzón y las superficies del diente que reproduzca en lo posible los complicados sistemas de fuerzas que pueden incidir sobre un diente en función, para poder extrapolar los resultados obtenidos a la situación clínica, dentro de las limitaciones que poseen todos los trabajos de experimentación de este tipo. Sin embargo, existen grandes diferencias en el modo de producirse la fractura en la cavidad oral y las producidas por la máquina de prueba (Bell and al) (211). Se cree que el fracaso de las cúspides en los dientes cavitados en boca es a menudo el resultado de la fatiga progresiva de la cúspide, como consecuencia de la propagación de pequeños cracks bajo pequeñas cargas repetidas. Las fracturas del tipo que reproducimos en la prueba pueden tener lugar en la cavidad oral solamente en situaciones como traumatismos o mordida de un objeto duro de forma inadvertida.

Las fuerzas generadas en la boca durante la función varían en magnitud, velocidad y dirección de aplicación, mientras que las fuerzas aplicadas a los dientes en estas pruebas son solo en una dirección, a velocidad constante y aumentan progresivamente hasta la fractura.

Logramos contactos puntiformes diseñando unos punzones con la punta en sección de esfera y aplicamos la fuerza en sentido perpendicular a la superficie oclusal. Estos contactos se produjeron de forma simultánea en ambas cúspides. De esta manera, al descomponerse las fuerzas, se va a producir un efecto de cuña sobre el diente, efecto altamente desfavorable, tendiendo a la deflexión y fractura cuspídea. Si bien esta fractura no suele ocurrir en el diente íntegro, sí ocurrirá, por el contrario, en el diente cavitado, ya que la preparación coronal exagera la altura de las cúspides, aumentando el efecto de deflexión. (192) (Fig. 40) (Pag. 257).

El diámetro de los punzones osciló de 3 a 5 mm, para poder elegir el tamaño adecuado en relación con el ancho buco - lingual del diente y para que los contactos se establecieran sobre las crestas armadas de dichas cúspides y por fuera del material de obturación, evitando que los resultados se enmascarasen. El contacto se localizó a un

tercio de la distancia que existía entre el borde cavo superficial vestibular y el vértice de la cúspide del mismo nombre, por un lado, y por otro lado a la mitad de camino de la distancia que existía entre el borde cavo palatino y el vértice de la cúspide palatina. como determina STAMPALIA en su trabajo. (208), (Fig. 39, pag. 242).



La preparación cavitaria aumenta la altura de las cúspides, exagerando el efecto de deflexión cuspidal al actuar una fuerza antagonista, pudiendo producirse la fractura cuspidal. (Mondelli).

Figura 40.-

Un método de trabajo parecido es el utilizado por la mayoría de los autores consultados en la realización de trabajos semejantes, (MONDELLI (192), LARSON (194), EAKLE (197), GELB (196), etc.). Sin embargo, YOYNT (202) utiliza otro tipo más perfeccionado de máquina, en la que en lugar de utilizar un punzón para ejercitar la presión, esta se ejerce por medio de dos cilindros independientes, cada uno actuando sobre una cúspide, no perdiéndose de esta forma el contacto durante todo el experimento. En nuestro trabajo, para lograr estos contactos permanentes conseguimos la perfecta localización del diente con respecto al punzón, merced a la movilidad del diente en el travesaño inferior de la máquina. De todas formas los dientes fracturados en los que el punzón se deslizó y ejerció presión en otro lugar del diente de forma objetivable fueron descartados del estudio.

El diseño para las cavidades fue el de un tercio de la distancia intercuspeada en el istmo, para comparar mejor la recuperación de la resistencia de la pieza al ser obturada, ya que según algunos trabajos es a partir de este ancho del istmo cuando la resistencia decrece drásticamente.

(192)

Dejamos los ángulos internos redondeados, como los diseña las fresas 330 ó 331 L, ya que según el trabajo de EAKLE (207), no influye el diseño agudo o redondeado de los

angulos internos de las cavidades en la resistencia del diente.

Elegimos en el experimento como material de obturación una resina compuesta de la casa 3 M. el P - 30, composite de alta carga, fotopolimerizable y pulible, especial para dientes posteriores y que posee una guía de colores aceptable.

Como sistema de adhesión del material al esmalte del diente empleamos el grabado del esmalte y el Scotch bond. Como sistema de unión a dentina utilizamos el mismo material, que está constituido por ésteres fosfóricos en solución alcohólica, uniéndose a dentina por medio de enlaces covalentes entre iones Ca^{++} de la Hidroxiapatita y el P. del adhesivo. Consideramos que con esta técnica, sin retirar el Smear Layer, aseguramos la unión y por lo tanto la consecuente transmisión de fuerzas entre obturación y diente (209).

Según BRUNKER (212) la fuerza de unión a dentina así conseguida será de 1/4 aproximadamente de la fuerza de unión lograda con el grabado ácido del esmalte.

No utilizamos otros adhesivos de unión más potentes a dentina (tipo GLUMA, 4-Meta) por considerar que gozan de

menor difusión y son menos aceptados por el estomatólogo, al dificultar y alargar más la técnica.

En las obturaciones de amalgama usamos una amalgama sin frase γ_2 , para conseguir mejores propiedades y por ser la más utilizada.

Otro tipo de material adhesivo que empleamos fue el cemento de vidrio ionómero, por la propiedad de unirse mediante enlaces covalentes a la dentina y esmalte con una fuerza media aproximada de 2'2 MPa (NAVAJAS) (KETAC-CEN), unión producida entre sus iones carboxilos y los iones calcio de la hidroxiapatita. La biocompatibilidad de este cemento nos permite eliminar posibles toxicidades pulpares al usarlo como base de restauraciones con resina compuesta, posee además un módulo elástico y un coeficiente de variación térmica semejante a la dentina, por lo que junto con su capacidad de adhesión a la misma y la liberación de flúor nos reducirá en gran medida las filtraciones y las caries secundarias. En este trabajo nos planteamos valorar la recuperación de la resistencia que se confiere al diente al obturarlo con este cemento, lo empleamos para rellenar la cuspide palatina que socavamos en algunos especímenes, hasta conformar la primitiva cavidad con un istmo de $1/3$ del ancho intercuspideo, terminando la obturación con resina compuesta utilizando la técnica laminada (191), consiguiendo al permitir ser grabado una traba micromecánica (216) que

permite la unión a él de la resina compuesta con una fuerza alrededor de 5 a 6 MPa (NAVAJAS).

De esta forma aprovechamos las propiedades favorables del cemento de vidrio ionómero y obtuvimos además estética, al colocar la resina compuesta en su superficie (Grupo nº 15, Pag. 248).

Comparamos la resistencia del diente a la presión entre las cúspides, comparando la resistencia de la obturación anteriormente descrita y la resistencia obtenida en el diente obturado únicamente con resina compuesta (Grupo nº 12, Pag. 248).

También contrastamos para justificar el uso de los composites, la resistencia a la presión intercuspídea de dientes cavitados con cúspide palatina socavada, obturando dicha cúspide con resina compuesta con su técnica de adhesión en un grupo y con cemento de vidrio ionómero en otro, hasta reconstituir la forma cavitaria típica con un istmo de un tercio del ancho intercuspídeo, la que obturamos posteriormente con amalgama. (Grupo nº 14 y 13) (Pag. 248).

Se consiguió mayor recuperación de la resistencia del diente cuando las preparaciones con cúspide palatina socavada se obturaron íntegramente con composite más su

técnica adhesiva, o bien con composite y técnica laminada, que cuando se usaron estos materiales para reforzar la cúspide sin soporte y luego se terminó la obturación con amalgama.

Quisimos aprovechar las citadas propiedades del cemento de vidrio usándolo para obturar la cavidad de Mc LEAN, comparando la técnica laminada con la obturación solamente de resina. En estas cavidades ejercimos la presión en la fosa y reborde marginal mesial, dándonos así una mejor apreciación de la recuperación de resistencia en este tipo de diseño que si ejerciéramos la presión entre las cúspides.

IV.2.- CONSIDERACIONES SOBRE LOS RESULTADOS.- La metodología empleada en este estudio dió como resultado grandes variaciones en la desviación standar frente a la media de los grupos. Esto es atribuible a la variación individual de la morfología entre los dientes (angulación de las cúspides, grosor de esmalte, debilidad intrínseca) y a que los dientes no son de igual tamaño. También existen variaciones en la masa de la estructura del diente remanente después de la preparación. Adicionalmente se produjeron sin duda pequeñas variaciones en el punto de contacto entre la cúspide y el punzón durante la fractura, originando diferencias en la aplicación de las fuerzas sobre las cúspides. Todo esto influyó en las variaciones de la resistencia a la compresión obtenida en cada grupo de dientes.

A) *Comparación de la resistencia a la fractura del diente íntegro con el cavitado y no obturado.*- Comparando la resistencia a la fractura por compresión del diente íntegro con respecto al cavitado fue aquél el que obtuvo los mayores valores medios (183'39 Kgs. Tabla II, pág. 250, Grupo 1). A medida que el diente pierde estructura los valores disminuyen proporcionalmente a la pérdida. Así, en orden decreciente, la menor pérdida de resistencia se obtuvo en las cavidades ocluso- mesiales (104 Kgs) al afectar solamente un arbotante proximal, seguida de la cavidad diseñada para resina compuesta (74 Kgs. Tabla II, Grupo 5,

pag. 250). La pérdida de resistencia en esta cavidad ocluso-mesial, comparandola con la clásica, fue debida a una mayor remoción de sustancia dentinaria, con el consiguiente socavado cuspeado, a causa de la técnica empleada para redondear las paredes, pasando una fresa redonda por todas ellas a partir de la cavidad clásica previamente diseñada.

La cavidad mesio-ocluso-distal consiguió aún menor resistencia (62 Kgs. Tabla II, Grupo 4, pag. 250), debido a la ampliación de la cavidad al arbotante distal, perdiendo completamente el diente los refuerzos distal y mesial. En contra de la opinión de LARSON (195), quien piensa que la extensión de la cavidad a las cajas proximales no influye significativamente en la pérdida de resistencia con respecto a la obtenida en el diente cavitado solamente en la caja oclusal (97 Kgs y 96 Kgs respectivamente). Creemos que esto es debido a que la remoción de tejido dentario que él realiza en las cajas proximales es mínimo, por supuesto menor al realizado en nuestro trabajo.

Aún fue mayor la pérdida de resistencia (40 Kgs) cuando existe una cuspeada socavada por completo en una cavidad ocluso-mesial, por la mayor pérdida de tejido dentario. (Tabla II, Grupo 7, pag. 250).

Al comparar los resultados obtenidos en los estudios de resistencia en el diente íntegro, al aplicar la

fuerza compresiva entre las cúspides (183 Kgs. Tabla II, Grupo 1) y sobre el reborde marginal mesial (72 Kgs. Tabla II, Grupo 2), comprobamos que existe una menor resistencia en esta última zona, atribuible a una mayor dificultad para la distribución y absorción de fuerzas, así como por incidir la fuerza sobre unas estructuras más débiles, como son el reborde marginal y la fosa mesial.

Comparamos los valores de resistencia obtenidos al ejercer la fuerza compresiva en la fosa mesial del diente íntegro (72 Kgs. Tabla II, Grupo 2), con los conseguidos en la cavidad de Mc LEAN en esta misma zona, observando como disminuyen los valores de resistencia (26 Kgs) en los mismos. (Tabla II, Grupo 6).

B) COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DEL DIENTE ÍNTEGRO CON EL CAVITADO Y OBTURADO.- Obturamos los dientes cavitados con las diferentes técnicas mencionadas y confrontados los resultados obtenidos al somerterlos a las mismas pruebas que al diente íntegro.

Al comparar la resistencia a la fractura del diente íntegro (183 Kgs. Tabla II, Grupo 1) con el cavitado en un tercio de istmo ocluso mesial y posteriormente obturado con amalgama (160 Kgs. Tabla II, Grupo 8), este material le devuelve al diente su resistencia íntegra. Obtenemos parecidos resultados al utilizar la técnica del grabado

ácido más adhesivo dentinario y obturar con resina compuesta (179 Kgs. Tabla II, Grupo 9). Ambos tipos de obturación consiguen recuperar el valor de resistencia del diente íntegro. Esto puede ser debido a que la obturación en estas pequeñas cavidades evita las posibles zonas de menor resistencia por donde pueden producirse las fracturas, ya que ambos materiales de obturación poseen mayor módulo elástico que el diente (208).

En las cavidades MOD obturadas con amalgama aunque se recupera bastante resistencia (117 Kgs. Tabla II, Grupo 10), ésta es significativamente menor que la del diente íntegro. Lo explica GOEL (208), al indicar que cualquier diente obturado con un material que posea mayor módulo de elasticidad que la dentina (como amalgama), incrementa su resistencia a la fractura. Al perder el diente los dos arbotantes, por extender la cavidad a la caja distal, la obturación con amalgama no proporciona suficiente unidad al diente, disminuyendo bastante la resistencia a la fractura por compresión.

Al obturar la cavidad MOD con resina compuesta utilizando la técnica adhesiva ya comentada, recuperamos de nuevo la resistencia "ad íntegrum", obteniendo un valor medio de resistencia a la presión de 190 Kgs (Tabla II, Grupo 11), lo que nos hace suponer que la recuperación de resistencia con este material de obturación es independiente

a la extensión de la cavidad a una o a ambas cajas proximales, siempre que el tejido removido no sea excesivo. En nuestra cavidad, a pesar de poseer un istmo de $1/3$ del ancho intercuspídeo, removimos poco tejido porque las cajas proximales profundizaron hacia pulpa solamente 1 mm.

Estos resultados están en consonancia con los trabajos de EAKLE (207), el cual, al medir la resistencia a la presión del diente cavitado mesio-ocluso-distalmente, obtuvo unos valores de 83 Kgs. Valores que fueron superados en gran medida cuando realizó la misma prueba en la cavidad obturada con resina compuesta más grabado ácido y adhesivo dentinario, logrando unos valores de resistencia de 120 Kgs.

También nuestros resultados coinciden con los obtenidos por SIMONSEN y GELB (196), los cuales, al obturar una cavidad mesio-ocluso-distal con resina compuesta y grabado ácido del esmalte, doblan la resistencia del diente cavitado y no obturado, superando incluso los valores de resistencia obtenidos en el diente integro.

LANDY (217) MISHALL (218) y BAKKE (206) concuerdan con nosotros en el aumento de resistencia que las resinas compuestas confieren al diente con ellas obturado utilizando las técnicas adhesivas a esmalte y dentina.

Discrepamos con los resultados obtenidos en los trabajos de STAMPALIA (201) y YOINT (202), los cuales no recuperan los valores de la resistencia a la compresión, conseguidos por el diente íntegro, con la obturación de resina compuesta o amalgama de un diente cavitado ocluso-mesio-distalmente. La recuperación de resistencia obtenida al obturar la cavidad, con respecto a la resistencia del diente cavitado y no obturado, fue semejante con ambos materiales, resina compuesta o amalgama. La obturación con resina compuesta y grabado ácido del esmalte no obtuvo un aumento de los valores de resistencia a la compresión.

RESISTENCIA A LA PRESIÓN. (en kgs.)

	DIENTE ÍNTEGRO	DIENTE CAVITADO NO RESTAURADO MOD	DIENTE OBTURADO CON AMALGAMA	DIENTE OBTURADO CON RESINA COMPUESTA CON SU TÉCNICA ADHESIVA.
STAMPALIA	127.8		78.7	78.3 (P-10)
YOINT	99.6	58.64	74.14	72.89 (P-30)
EAKLE		83.00		120.4
GELB	114.6	71.48	85.97	141.81
NOSOTROS	183.3	62.05	117.38	190

Hemos considerado que la discrepancia con nuestros resultados pueda deberse a diferencias en el método de obturación, así como a una mayor cantidad de tejido dentario removido en sus preparaciones cavitarias.

STAMPALIA, en su trabajo, empleó como material de obturación una resina compuesta autopolimerizable P-10 (3M), con la que no contrarrestó la contracción de polimerización al insertar el material en bloque, no pudiendo emplear la técnica incremental utilizada por nosotros para evitar en lo posible los efectos indeseables de esta propiedad de las resinas compuestas, que al polimerizar y unirse sus moléculas, disminuyen de tamaño, se contraen. Suponemos que la contracción ocurrió y produjo cracks en las cúspides, por lo que un material que se había utilizado en un principio para reforzar el diente, dió lugar a un debilitamiento y pérdida de la resistencia a la fractura del mismo.

El mismo problema de la aparición de cracks en las cúspides por la contracción de la resina compuesta al polimerizar en bloque cuando una paredes opuestas de una cavidad, pudo influir en los resultados obtenidos en el estudio de YOINT. Aunque este autor utilizó un composite fotopolimerizable (P-30), tampoco utilizó en su trabajo la técnica incremental, sino que insertó la masa de composite en bloque y polimerizó de forma convencional. Según EICK

(215), el método de utilización pudo producir cracks y menoscabar la resistencia de la estructura del diente. La máquina de test es diferente en su trabajo, aunque creemos no achacable a ella la diferencia en los resultados obtenidos.

En nuestra experimentación los dientes obturados con resina compuesta fueron examinados al Microscopio Estereoscópico para observar la presencia de cracks en sus cúspides después de obturados. Los dientes que presentaron estas líneas de fractura fueron descartados y no se estimaron los resultados por ellos obtenidos al ser sometidos al ensayo, en la recogida de datos. Sin embargo, éstos fueron objetivamente inferiores, en comparación con la resistencia de los especímenes que no presentaron cracks.

Corroboramos también los estudios de MORIN (200), que considera que con el grabado ácido del esmalte y el uso de resina compuesta, las deflexiones a las que están expuestas las cúspides de los dientes posteriores al ocluir con sus antagonistas, disminuyen.

Este mismo autor junto con DE LONG, DOUGLAS y HOOD, afirman que las fuerzas de cohesión de las resinas compuestas pueden ser tan grandes que pueden incluso deformar las cúspides por contracción.

Al socavar la cúspide palatina del diente con cavidad ocluso-mesial de un tercio de ancho buco-lingual de istmo, disminuye la resistencia de forma drástica, al comparla con el diente integro, (40 Kgs frente a 183 Kgs respectivamente). (Tabla II, Grupo 7).

Al utilizar resina compuesta o cemento de vidrio para obturar la cúspide socavada y así recuperar el contorno de la cavidad de un tercio y obturarla posteriormente con amalgama, recuperamos bastante resistencia (51 Kgs. Tabla II, Grupo 14 y 78 Kgs. Tabla II, Grupo 13, respectivamente), pero esta recuperación fue mucho menor que la que conseguimos al obturar el diente por completo con composite, 107 Kgs (Tabla II, Grupo 12), o bien con cemento de vidrio debajo de la cúspide y el resto con resina compuesta, 101 Kgs (Tabla II, Grupo 15). No hallando diferencias significativas entre estos dos últimos tipos de obturaciones.

Tampoco encontramos diferencias significativas al utilizar como resfuerzo debajo de la cúspide, resina compuesta o ionómero y posteriormente obturar con amalgama.

Creemos que la unidad estructural que proporciona la resina compuesta, con las técnicas de adhesión a esmalte, dentina y al cemento de vidrio, hacen compensar, en gran medida aunque no totalmente, la resistencia perdida del

diente, con transmisión de fuerzas de palatino a vestibular a través de la restauración, donde en gran parte son absorbidas y neutralizadas, evitando la fractura. No ocurre así con la amalgama, la cual, al no adherirse al diente, no actúa con tanta efectividad ni proporciona unidad integral a toda la corona.

Realizamos cavidades de Mc LEAN y comparamos la recuperación de resistencia a la presión en la fosa mesial con la del diente íntegro (72 Kgs. Tabla II, Grupo 2), al obturarlas con resina compuesta (60 Kgs. Tabla II, Grupo 16) y al obturarlas con la técnica laminada, CVI y composite (70 Kgs. Tabla II, Grupo 17). La resistencia se recupera totalmente con ambas técnicas, no existiendo entre ambas, diferencias significativas.

Al obturar la cavidad típica con resina compuesta, aunque partimos de un diente más debilitado que con la cavidad ocluso-mesial primitiva, también recuperamos la resistencia (173 kgrs. Tabla II, Grupo 18) hasta cerca de los valores del diente íntegro (183 Kgs. Tabla II, Grupo 1).

Pensamos, por último, comprobar el aumento de resistencia que proporcionaría una restauración de recubrimiento cuspeado (In Lay). Los resultados obtenidos nos demostraron una gran protección del diente por la

incrustación de resina compuesta, rompiéndose, en todos los casos, al ejercer la presión, la incrustación solamente, permaneciendo el diente sin fracturarse. Pero la resistencia soportada por la IRC fue considerablemente menor, la mitad aproximadamente, que la resistencia que recuperábamos al obturar directamente el diente con la cúspide palatina socavada, con composite. Esto podemos atribuirlo a un defecto de la técnica de tallado que no proporcionó suficiente grosor al material, el cual, al ser muy rígido, se fracturó. Por lo tanto, lo que medimos fue la resistencia a la fractura del material. (Tabla II, Grupo 19).

Por esta razón no realizamos biseles en las superficies oclusales de las cavidades diseñadas para obturar con resina compuesta, para no exponer espesores críticos de material a las fuerzas oclusales. Además la dirección de los prismas a nivel oclusal es favorable al grabado sin biselar.

Los dientes cavitados y obturados con cualquier material de obturación de los empleados en nuestro estudio, alcanzaron la resistencia a la fractura necesaria para soportar las presiones a las que van a estar sometidos en la boca en condiciones normales, que pueden oscilar entre 16-64 kgr (40-160 libras) (213), siempre que no se produzca un traumatismo o se muerda de forma inadvertida un objeto duro. Sin embargo, las obturaciones de resina compuesta o resina compuesta combinada con cemento de vidrio ionomero

(técnica laminada), fueron las que mayor resistencia devolvieron al diente cavitado.

Pensamos que el uso de las resinas compuestas para obturaciones posteriores se extenderá ampliamente en un futuro no lejano, cuando se resuelvan de forma satisfactoria los problemas de estos materiales ya comentados filtración y desgaste, así como la necesidad de facilitar su técnica de manipulación y solventar otros inconvenientes debidos a su consistencia, que imposibilita la obtención, en muchos casos, con este material de un correcto contorno proximal y de un fuerte punto de contacto, elementos imprescindibles para el éxito de una restauración.

Estos problemas parecen quedar resueltos con las IRC (Incrustaciones de Resina Compuesta), pues la contracción de polimerización se puede compensar antes de su inserción, la resistencia al desgaste también mejora al conseguir una mayor extensión de polimerización sin atrapamientos de aire y la resistencia de la resina y el relleno empleados en su fabricación son mayores que en la resinas compuestas utilizadas directamente. La recuperación anatómica y estética, así como el logro del punto de contacto, son perfectos (210).

PARTE 4ª. -- CONCLUSIONES.

CONCLUSIONES

1.- La presión soportada por el diente íntegro varía según el lugar donde se ejerza la misma, siendo más del doble la lograda al ejercerla entre las cúspides que al localizarla en la fosa y reborde marginal mesial.

2.- La pérdida de resistencia del diente íntegro al cavitarlo, es directamente proporcional a la cantidad de tejido dentario sano perdido.

3.- Cuando realizamos cavidades ocluso-mesiales, con un istmo de un tercio de la distancia intercuspal, la recuperación de resistencia con amalgama o con composite es indistintamente "ad integrum"

4.- A medida que aumenta la pérdida de tejido, se logra mayor recuperación de resistencia a la fractura al obturar con resina compuesta que con amalgama.

5.- El tipo de diseño cavitario no influye en el grado de recuperación de la resistencia que se obtiene al obturar la cavidad con resina compuesta y su técnica adhesiva.

Por lo tanto, es indistinto para obturar con estos materiales, realizar cavidades de piso plano o redondeado, en cuanto a recuperación de resistencia se refiere.

6.- Cuando se socava una cúspide, no se recupera la resistencia "ad integrum" del diente, sea cual fuere el material adhesivo utilizado para obturarla (composite o cemento de vidrio ionómero más composite).

7.- Para dar soporte al esmalte socavado en cavidades típicas para amalgama dental es indistinto utilizar resinas compuestas que cemento de vidrio ionómero, dado que las diferencias en los resultados obtenidos con ambas técnicas no son estadísticamente significativas.

8.- La cavidad de Mc LEAN, obturada con resina compuesta o con la técnica laminada (cemento de vidrio más resina compuesta), recupera totalmente la resistencia del diente íntegro al ejercer la presión en la fosa y reborde marginal mesial.

9.- Los resultados de recuperación de resistencia a la fractura, por pruebas de presión, conseguidas con obturaciones de resina compuesta, con la técnica del grabado ácido y adhesivo dentinario o con la técnica laminada, no son significativamente distintas.

10.- La protección cuspeada proporcionada por las IRC (Incrustaciones de Resina Compuesta), junto con la resistencia por ellas obtenidas, aceptable para su funcionamiento en boca, unido a sus indiscutibles mejoras con respecto a la técnica directa de utilización de resinas compuestas, les dan una importancia creciente en nuestro trabajo clínico.

11.- Cualquier tipo de obturación ensayada fortalece la resistencia del diente cavitado y no obturado.

PARTE 5ª .- BIBLIOGRAFÍA.

1.- MATTHIESSEN M E. Histochemical studies of the prenatal development of human deciduous teeth. Acta Anat 1963; 55: 201-223.

2.-PROVENZA D V. Desarrollo de las estructuras faciales y bucales. En: Histología y embriología odontológicas. Méjico. Ed. Interamericana, 1974; 72-95.

3.- MATTHIESSEN M E, V BÜLOW F A. The ultrastructure of human secretory ameloblast. Z. Zellforsch. 1.969; 101: 232-240.

4.- MJÖR I A, PINDBORG J J. El esmalte. En: Histología del diente humano. Barcelona. Ed. Labor S.A. 1974; 73-92.

5.- STACK M V, FEARNHEAD R W, eds. Tooth enamel Bristol, Ed. John Wright and Sons, 1965.

6.- SHAW J H, YEN P K. Sodium, potassium and magnesium concentrations in the enamel and dentine of human and rhesus monkey teeth. J. Dent. Res 1972; 51:95.

7.- BESIC F C et al. Detailed electron probe microanalysis of three teeth sections with early enamel caries. J. Dent Res. 1969; 49:111.

8.- SOREMARK R. GRON P. Chloride distribution in human dental enamel as determined by electron probe microanalysis. Archs. Oral. Biol. 1966; 11- 861.

9.- WEATHERELL J A et al. Distribution of carbonate in thin sections of dental enamel. Caries. Res. 1968; 2:1.

10.- BRUDEVOLD F, STEADMAN LT. The distribution of lead in human enamel. J. Dent. Res. 1956; 35: 430.

11.- NIXON G S, SMITH H. Estimation of copper in human enamel by activation analysis. J. Dent. Res. 1962; 41:1013.

12.- NIXON G S et al. Estimation of zinc in human dental enamel by activation analysis. Archs Oral Biol. 1967; 12: 411.

13.- BRUDEVOLD F et al. A study of zinc in human teeth. Archs. Oral. Biol. 1963; 8: 135.

14.- BRUDEVOLD F, STEADMAN L T. A study of tin in enamel. J. Dent Res. 1956; 35: 749.

15.- SCOTT J H, SYMON N B. Introduction to dental anatomy. 6th ed. Livingstone, Edimburgo y Londres; 1971.

16.- WEINSTOCK A, LEBLOUD C P. Elaboration of matrix glycoprotein of enamel by the secretory ameloblasts of the rat incisor as revealed by radioautography after galactose H³ injection. J. Cell. Biol. 1971; 151: 26-51.

17.- YOUNG R W, GREULICH R C. Distinctive autoradiographic patterns of glycine incorporation in rat enamel and dentine matrices. Archs Oral Biol 1963; 8: 509-518.

18.- WEATHERELL J A et al. Histological appearance and chemical composition of enamel protein from nature human molars. Caries. Res. 1968; 2: 281.

19.- ROBINSON C et al. Variation in composition of dental enamel within thin ground tooth sections. Caries Res. 1971; 5: 44.

20.- ROBINSON C et al. Aminoacid composition, distribution and origin of "tuft" protein in human and bovine dental enamel. Archs. Oral. Biol 1975; 20:29.

21.- EASTOE J E. In: STACK M V, PEARNEHEAD R W, eds. Tooth enamel II. Bristol, Ed. Wright, 1971; pp. 65, 119, 125.

22.- BURGESS R C et al Chromatographic studies of carbohydrate components in enamel. Archs. Oral. Biol. 1960;

3: 8

23.- ODUTUGA A A, PROUT R S. Lipid analysis of human enamel and dentine. Archs. Oral. Biol. 1974; 19: 729.

24.- MECKEL A H et al. In: STACK M V & FEARNHEAD R W, eds. Tooth Enamel. Bristol, Ed. Wright, 1965; 160.

25.- GAUNT W A, OSBORN J W, TEN CATE A R. In: DERRICK D D, eds. Advanced dental histology. Bristol, Ed. John Wright and Sons, 1971.

26.- GWINNETT A J. The ultrastructure of "prismless" enamel of permanent human teeth. Archs Oral Biol. 1967; 12: 381, also 11:41.

27.- SHCROFF F R. Basic dental anatomy and histology. London, Ed. Henry Kimpton, 1966.

28.- SCOTT J H, SYMON N B. Introduction to dental anatomy. 6^a Ed. Livingstone, Edimburgo y Londres 1971.

29.- GLAS J E, NYLEN M V. A correlated electron microscopical and microradiographic study of human enamel. Arch. Oral. Biol. 1965; 10: 893-908

30.- GUSTAFSON G, GUSTAFSON A G. Microanatomy and histochemistry of enamel. En: W. Miles, eds. Structural and chemical organization of teeth, Vol. 2. Nueva York, Ed. Academic Press, 1967.

31.- STACK M V, FEARNHEAD R W, eds. Tooth enamel. Bristol, Ed. John Wright y Sons, 1965.

32.- TEN CATE A R. The distribution of alkaline phosphatase in the human tooth germ. Archs. Oral Biol. 1962; 7 : 195.

33.- FISHER A R. Morphological development in vitro of the whole and halved lower molar tooth germs of the mouse. Archs. Oral. Biol. 1971; 16:148.

34.- COOPER W E G. A microchemical microradiographical and histological investigation of amelogenesis in the pig. Archs. Oral. Biol. 1968; 13: 27.

35.- OSBORN J W. The mechanism of ameloblast movement. Calc Tiss. Res. 1970; 5:344.

36.- MOTTHIESSEN H E, BULOW F A. The ultrastructure of human secretory ameloblast. Z. Zellforsch 1969; 101: 232-240.

37.- JOBANSEN E. Microstructure of enamel and dentin. J. Dent. Res. 1964; 43: 1007-1020.

38.- LEVINE R S. The distribution of hidroxyproline in sound coronal dentine. Archs. Oral. Biol. 1971; 16:473.

39.- KETTRL E. Studie über das dentin der permanenten zöhne des menschen. Stoma. 1961; 14: 79-96, 148-163.

40.- FRANK R M. Ultrastructure of human dentine, En: FLEISH H, BLACKWOOD H J J, OWEN M, Eds. Calcified tissues. Berlin, Ed. Springer-Verlag, 1965; 259-272.

41.- STENVIK A, MJÖR I A. Epithelial remnants and denticle formation in the human dental pulp. Acta. Odont. Scand. 1970; 28: 721-728

42.- BRÄNNSTRÖM M. Sensitivity of dentine. Oral Surg. 1966; 21: 517-526.

43.- SELVIG K A. The fine structure of human cementum. Acta. Odon. Scand. 1965; 23: 423-441.

44.- ANNEROTH G, BERGMANN G, WELANDER E.
Microradiographic study of dental tissues using soft and
ultra soft X rays. Odont. Revy. 1966; 17: 131-148.

45.- BHASKAN S N. Cemento. En: ORBAN, ed.
Histologia y embriologia bucal. Florida, Ed. "El ateneo"
S.A. 1983; 198-225.

46.- AIANO J, LOE H. Anatomical characteristics of
gingiva. I. A clinical and microscopic study of the free and
attached gingiva. J. Periodont. 1966; 17: 5.

47.- ORBAN B. Clinical and histologic study of the
surface characteristics of the gingiva. Oral Surg. 1948;
1: 827.

48.- BIOLCATTI E L, CARRANZA F A, CABRINI R L
Variaciones y alteraciones de la queratinización en encías
humanas clínicamente sanas. Rev. Odont. (Buenos Aires)
1953; 41: 446.

49.- MC HUGH W D. The development of gingival
epithelium in the monkey. Dent. Pract. (Bristol) 1961;
11: 314.

50.- JOGLEKAR A. A., TOTO P. D., GARGIULO A. W.
Cytological study of the migration of the epithelial cells
of the mouse interdental papillae. J. Periodont 1964; 35:
375.

51.- CIMASONI G. The crevicular fluid. En: KARGER
S, ed. Vol. 3 de "Monographs in Oral Science". BASEL,
1974.

52.- FULLMER H. M. A histochemical study of
periodontal disease in maxillary alveolar processes of 135
autopsies. J. Periodont. 1961; 32: 206-18.

53.- BOYLE P. E. Tooth suspension, a comparative
study of the paradental tissues of man and guinea pig. J.
Dent. Res. 1938; 17: 37.

54.- KARLSON K. E., MARTIN J. J. y SCHATZ A.
Significance of keratin digestion microorganisms in dental
caries. Bacteriological proceedings. 1955; 66:82.

55.- MARTIN J. J., ISENBERG H. D., SCHATZ V., TRELAWNG B.
S. y SCHATZ A. Chelation, or metalbinding, as a new
approach to the problem of dental caries. Revista Mensual de
Ciencias Exactas (Madrid) 1954; 14: 311-317.

56.- MÖRCH T, PUNWANI I, GREVE E. The possible role of complex forming substances in the decalcification phase of the caries process. Caries. Res. 1971; 5: 135-143.

57.- STEPHAN R M. Changes in the hydrogen ion concentration on tooth surfaces and in carious lesions. J.A.D.A. 1940; 27: 718.

58.- GRAF H, MÜHLEMANN H R. Telemetry of plaque from interdental area. Helv. Odontol Acta. 1966; 10: 94-101.

59.- TANZER J M, KRICHESUSKY M J, KEYES P H. The metabolic fate of glucose catabolized by a washed stationary phase caries conductive streptococcus. Caries. Res. 1969; 3: 167-177.

60.- HAYES M L, HYATT A T. Decarboxylation of aminoacids by bacteria derived from human dental plaque. Arch. Oral. Biol. 1974; 19: 361-369.

61.- PARFITT G J. The speed of development of the carious cavity. Br. Dent. J. 1956; 100: 204-207.

62.- Sustrato: dieta y caries. En: ERNEST NEWBRUN, ed. Cariología. México, Ed. LIMUSA, 1984; 119-146.

63.- GOURGA L, BOUCARD R, BAYSSIERE J, REGUIRAND P. Etiologie de la carie. *Encycl. Med. Chir. Paris. Stomatologie* 1980; 23010A-30.

64.- FINN S B, KLAPPER C E, VOLKER J F. Intra-oral effects upon experimental hamster caries. In: SOGN.AES R F, ed. *Advances Experimental Caries Research*. Washington, D.C. Ed. American Association for the advancement of Science, 1955; 152-168.

65.- BROWN L R, DREIZEN S, HANDLER S, JOHNSTON D A. Effect of radiation induced xerostomia in human oral microflora. *J. Dent Res.* 1975; 54: 740-750.

66.- JENKINS G N. *The physiology of the mouth*, 3rd ed. Philadelphia, Ed. F.A. Davis Co, 1966; 318.

67.- ORLAND F J, BLAYNEY J R, HARRISON R W. Experimental caries in germ-free rats inoculated with enterococci. *J. Am. Dent. Assoc.* 1955; 50: 259-272.

68.- SCHWARTZ R S, MASSLER M. Tooth accumulated materials: a review and classification. *J. Periodont.* 1969; 40: 407-413.

69.- MENACKER L. Bioquímica de la Placa. En : LEWIS MENACKER, ed. Bases Biológicas de la Caries Dental. Barcelona, Savat editores S.A. 1986; 333-353.

70.- RITZ H L. Microbial population shifts in developing human dental plaque. Arch. Oral Biol. 1967; 12: 1561-1568

71.- GIBBONS R J, SOCRANSKY S S, ARANJO W C, VANTLOUSE J. Studies of the predominant cultivable microbiota of dental plaque. Arch. Oral. Biol. 1964; 9: 365-370.

72.- Histologia de la Caries Dental.. En: ERNEST NEWBRUN, ed. Cariologia. Méjico, Ed. Limusa, 1984; 271-293.

73.- GOURGA L, BOUCARD R, BAYSSIERE J, REQUIRAND P. Etiologia de la caries. Encycl. Med. Chir. Paris. Stomatologie. 1980; 23010A-30.

74.- LERMAN S. Historia de la odontologia y su ejercicio legal. Texto, 1942.

75.- WALSH J P, SYMMONS H F. A comparison of the heat production and mechanical efficiency of diamond instruments, stones and burs at 3000 and 60.000 rpm. New Zeland D.J. 1949; 45: 28.

76.- MC. EWEN K A. Accelerated handpiece speeds in restorative dentistry. New York D.J. 1955; 21: 475.

77.- ANDRIEU E. Traite de dentisterie Operoterie. Paris. 1889.

78.- FLAGG F. Plastics and plastic filling, 3^a Ed. Philadelphia, Sherman and Co, 1890.

79.- REBEL J G. Tratado de Odontologia Conservadora. (Traducción de J. VILA TORRENT). Edición 1943.

80.- MC. GEHEE W H. Odontologia Operativa Texto. México, Ed. Uteha, 1948.

81.- LUCKIE B S. Zinc-oxide-eugenol cements. Dent. Items of interest 1898; 20: 490.

82.- BLACK G V. Operative Dentistry. Seventh edition revised by ARTHUR D. BLACK. Chicago, Ed. Médico dental Pub. Co, 1936.

83.- BLUMENTHAL L M. Recent german developmens in the field of dental resins. Fiat. Final Report N^o 1.185, May 27, 1947. Washington D.C. Department of commerce. Office of technical services.

84.- BOWEN R L. Dental filling material comprising vinylsilane treated fused silice and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidis acrylate. U.S. Patent. 1962: 112.

85.- CUETO F J, BUONOCORE M G. Sealing of pits and fissures with and adhesive resin: its use in caries prevention. J.A.D.A. 1967; 75: 121-128.

86.- SMITH D C. A New dental cement. Brit. Dent. J. 1968; 125: 381-384.

87.- Mc. LEAN J W, WILSON A D. The clinical development of glassionomer cements. I. Formulation and properties. Austral. Dent. J. 1977; 22: 31.

88.- RITACCO A A. En: Operatorie Dental, 4^a ed. Buenos Aires, Ed. Mundi, 1975.

89.- ROBINSON A D. Wedging effect of dental restorations. Brit. Dent. J. 1966; 121: 16.

90.- SCHNELL R J and col. Measurement of the deflection of dentin disks under a condensation type of load J. Den. Res. 1972; 51: 15.

91.- INGRAHAM R. The application of sound biomechanical principles in the design of in lay, amalgam and gold foil restorations. J. Amer. D. Ass. 1950; 40: 402.

92.- HOWARD W W. Atlas of Operative Dentistry. St. Louis. Ed. Mosby, 1973.

93.- CADARETTE L A. Cavity preparation. J.A.D.A. 1942; 29: 1832-1939.

94.- MAHLER D B. Analisis of stress in a dental amalgam restoration. J. Dent. Res. 1958; 37: 516-526.

95.- GABEL A B. The American textbook of Operative Dentistry. Philadelphia. Ed. Lea y Febiger, 1947.

96.- CORREA A A. Estudio sobre as formas da resistencia e retenção nas cavidades da classe II para amalgama. Tese, 1955.

97.- ALTMANN J L. The biophysical basis for new rounded cavity forms. Internat. Dent. J. 1963; 13: 582.

98.- GRAIG R, FARAH J W. Stress analysis and design of single restorations and fixes bridges. Oral Sci Rev 1977; 10: 45.

99.- MARKLEY M. Restorations of silver amalgam. J. Amer. Dent. Ass. 1951; 43: 133.

100.- BLACK G V. Operative Dentistry. Chicago, Ed. Médico Dental Pub Co. 1908.

101.- BRONNER F J. Engineering principles applied to class II cavities. J. Dent. Res. 1930; 10: 115.

102.- GABEL A B. The American textbook of Operative Dentistry, 8th ed. Philadelphia, Ed. Lea and Febiger, 1947.

103.- PARULA N, MOREIRA BERNAN L E, CARRER A O. Operatoria Dental. Buenos Aires, Ed Ediar, 1949.

104.- MARKLEY M R. Restorations of silver amalgam J. Amer. Dent Ass. 1951; 43: 133.

105.- RODDA J C. Modern class II amalgam cavity preparations, N. Zeal. Dent. J. 1972; 68: 132.

106.- TERKLA L G, MAHLER D B. Clinical evaluation of interproximal retention grooves in class II amalgam cavity desing. J. Prosthet. Dent. 1967; 17: 596-602.

- 107.- LAMBERT R.L. Amalgam restorations. En: L. BAUM, ed. Advanced restorative dentistry. Philadelphia, Ed. Saunders, 1973.
- 108.- ALMQUIST T C. Conservative amalgam restorations. J. Prosthet. Dent. 1973; 29: 524.
- 109.- MONDELLI J. y col. Dentistica operatoria. 3ª ed. Sao Paulo, Ed. Savier, 1977.
- 110.- MONDELLI, J et al. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. Prosthet Dent. 1980; 43: 419-22.
- 111.- MONDELLI J. et al. Fracture strength of amalgam restorations in modern class II preparations with proximal retentive grooves. J. Prosthet. Dent. 1980; 32 : 564-571.
- 112.- GALAN J (Jr). Plastic deformation of the amalgam restoration as related to cavity desing and alloy system J. Amer. Dent. Ass. 1973; 87: 1395.
- 113.- GILMORE H W. Operative dentistry, 3ª ed. Saint Louis, Ed. Mosby, 1977; 133.

114.- GERALD J, RICHARD N, BARRY K. Fracture resistance of mandibular molars with occlusal class I amalgam preparations. J. A. D. A., 1981; 103: 580-583.

115.- LARSON T D, DOUGLAS N H, GEISTFELD R E. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Operative Dentistry 1981; 6: 2-5.

116.- LUESCHER B, LUTZ F, OCHSENBEIN H et al. Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. J. Prosthet, Dent. 1977; 37: 300.

117.- JACOBSEN P H. The restoration of class II cavities by polymeric materials. J. Dent. 1984; 12 : 47-52.

118.- JACOBSEN P H. The current status of composite restorative materials. Br. Dent J. 1981; 150: 15.

119.- BERKOVITZ B K B, HOLLAND G R, MOXHAM B J. Atlas a color y texto de Anatomia oral. Year Book Medical Publishers. Chicago, 1980; 35-39.

120.- BARRANCOS J. Técnica y clínica. En: Operatoria Dental. Buenos Aires, Ed. Panamericana, 1981; 604-612.

121.- SAIZAR P. Prótesis a Placa. 6ª Ed. Progenta, 1958; 198-221.

122.- BARRANCOS MOONEY J. Oclusión, atrición y caries en nativos del valle Calchaquí. Salta, Argentina. Rev. Asoc. Odont. Argentina. 1974; 62: 162.

123.- LAURITZEN A G. Atlas de análisis oclusal. Madrid, ed. Martínez de Murguía, 1977; 41-76.

124.- DEL NERO VIERA. Reconstrucciones dentarias con amalgama de plata, aspectos oclusales. Tesis doctoral. Universidad de Barcelona. 1984; 1: 107.

125.- BARRANCOS J. Apto masticatorio, En: Operatoria Dental. Buenos Aires. Ed Panamericana, 1981; 143-168.

126.- POSSELT V. Terminal hinge movement of the mandible. J. Prosthet. Dent. 1957; 7: 787-797.

127.- GYSI. En: SAIZAR P, Ed. Prótesis a placa, 6ª ed. Ed Progental, 1958; 209.

- 128.- PLANAS P. Angulo funcional masticatorio. Comunicación personal, 1980.
- 129.- PLANAS P. Génesis de la rehabilitación neurooclusal. S. Luis (México), Ed. Impresora, 1972; 117.
- 130.- RAMFJORD S P, ASH M M. Oclusión. Mexico, Ed. Interamericana, 2ª Ed. 1980; 60-100.
- 131.- STUART Ch E, STALLARD H. Diagnóstico y tratamiento de las relaciones oclusales de las piezas dentales. Rev. Esp Parod. 1965; 3,4: 315-325.
- 132.- ALEN. The amalgam war. Dent Stud. Magz. May 1965.
- 133.- PARULA N. En: Clínica de Operatoria Dental. Buenos Aires, Ed. ODA, 1975; 399-401.
- 134.- MOON P C, DRAUGHN R A. Wear: Dental Materials and hard tissue. In: Lundeen- Gibbs. Advances an Occlusion. Jonh Wright, FSG. Inc, 1982;182-189.
- 135.- CHAPARRO A J y RIVERO C. La amlgama dental con alto contenido en cobre. Rev. Esp. Estomat. 1983; XXXI, 123-130.

136.- MAHLER D B, ADY J D, VAN EYSDEN J.
Quantitative microprobe analysis of amalgam. J. Dent. Res.
1975; 54: 218.

137.-JORGENSEN K D. The mechanism of marginal
fracture of amalgams. Act. Odont. Scand. 1965; 23: 347.

138.- GRAYSON. Copperrich and conventional
amalgams retoration after clinical use. JADA 1980; 100:43.

139.- NAVAJAS J M. Odontologia conservadora, su
estado actual. Boletin informativo Colegio Odont de la 5a
region. 1er trimestre 1982; 5-14.

140.- MACCHI R. Materiales en operatorie dental En:
Barrancos Mooney. Operatoria Dental. Buenos Aires, Ed.
Panamericana 1981; 551-558.

141.- GUTHROW C E, JOHNSON, L B, LAWLESS K K.
Corrosion of dental amalgam and its component phases. J.
Dent. Res. 1967; 46:196.

142.- ASGAR, KAMAL, SUTFIN, LLOYD. Brittle fracture
of dental amalgam. J. Dent Res. 1965; 44: 977.

143.- GRANATHIE. The occurrence of certain defects in copper amalgam restorations in the primary dentition. *Odont. Revy.* 1961; 12: 272.

144.- INNES D B K, YOUDELIS W V. Dispersion strengthened amalgams. *Canad. Dent. A.J.* 1963; 29: 587.

145.- SARKAR N K, GREENER E H. Absence of the γ_2 phase in amalgam with high copper concentrations. *J. Dent. Res.* 1972; 51: 1511.

146.- PARULA N. Resinas acrílicas de autopolimerización. En: Nicolas Parula, ed. *Clinica de operatoria dental.* Buenos Aires, ed. ODA. 4ª Edición, 1975; 187 - 208.

147.- PHILLIPS R W. *Skinner's Science of Dental Materials.* Ed. W.B. Saunder Co. 1973; 7ª ed.

148.- BOWEN R L. Crystalline dimethacrylate monomers. *J. Dent. Res.* 1970; 49: 810.

149.- ASMUSEN E. Softening of Bis-GMA based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent. Res* 1984; 92: 257- 261.

150.- BARRANCOS R J, AVERY J K, and CORPRON R E. Spectral characteristics of ultraviolet sources for dental use. J. Dent. Res. (Special Issue B.), 1976; 55: B 200.

151.- BAUM L L, MC COY. Advance restorative dentistry. Ed. W.B. Saunders Co; 1984.

152.- LEINFELDER KARL F et al. Clinical evaluation of posterior composite resins. General dentistry 1983; July-August: 275-280.

153.- DOGON I L, CROSS M, DOUGLAS W. Clinical and laboratory studies on a fine grind composite. J. Dent. Res. 1982; 61 (Special Issue): 214, Abstract 320.

154.- DRAUGHN R A. Compressive fatigue limits of composite restorative materials. J. Dent Res. 1979; 58: 1093-1096.

155.- SODERHOLM K J, ZIGAN M, RAGAN M, et al. Hydrolytic degradation of dental composites J. Dent. Res. 1984; 63: 124-128.

156.- BOWEN R L, REED L E. Semiporous reinforcing fillers for composite resins: II Heat treatments and etching characteristics. J. Dent Res 1976 b; 55: 748-56.

157.- WU W and MC KINNEY J E. Influence of chemicals on wear of dental composites J.Dent. Res. 1982; 61: 1180.

158.- SODERHOLM K J. Leaking of fillers in dental composites J. Dent. Res 1983; 62: 126.

159.- CHEN T M and BRAUER G M. Solvent effects on bonding organosilane to silica faces. J. Dent. Res. 1982; 61: 1439.

160.- LUTZ F et al. Dental restorative resins, types and characteristics. Dent Clin North Am. 1983; 27: 697-711.

161.- ASMUSSEN E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. Operative Dentistry 1985; 10: 61-73.

162.- PHILLIPS R W, AVERY D R, MEHIA R et al. Observations on a composite resin for Class II restorations: Two year report. J. Prosthet Dent 1972; 28: 164.

163.- LUTZ F, PHILLIPS R W et al. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites J. Dent. Res. 1984; 63 :914-920.

164.- HOUPPT M et al. Occlusal composite restorations: 4 year results. JADA 1985; 110: 351-353.

165.- DERKSON GARY D et al. Clinical evaluation of composite resin and amalgam posterior restorations three year results. Can Dent. Assoc. J. 1984; 50 : 478- 0.

166.- ASMUSSEN E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. Scand J Dent Res. 1982; 90: 490- 496.

167.- JORGENSEN K and ASMUSSEN E. Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultrafine filler, an initial study. Quintessence International 1978; 9 : 73-78.

168.- WILDER A D et al. Five years clinical study of U.V. polymerized composites in posterior teeth. J. Dent Res 1984; 63. IADR Abstract n° 1497.

169.- WILDER A D, MAY K N and LEINFELDER K F. Three year clinical study of U.V. cured composite resins in posterior teeth. J Prosthet Dent 1983; 50: 26-30.

170.-BOWEN R L, NEMOTO K, RAPSON J E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. J. Am Dent Assoc 1983; 106: 473-477.

171.- BUONOCORE M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34: 849-853.

172.- LEE H L (h), ORLOWSKI J A. Differences in the physical properties of composite dental restoratives: suggested causes and clinical effects. J. Oral. Rehabil 1977; 4:227.

173.- HUNTSBERGER J R. "Adhesion to teeth: Mechanisms and structure" NIDR. Reppot 1965; 7-16.

174.- SCHWARTZ A M, GALLIGAN J D. "Tooth conditioning agents for promoting adhesion in restorative materials". En: Adhesive Restorative Dental Materials II. NIDR Work-shop. U.S. Public Health Service Publication 1965;1494.

175.- ASMUSSEN E. Penetration of restorative resins into acid etched enamel II. Dissolution of entrapped air in restorative resin monomers. Acta Odont Scand. 1977; 35: 183-189.

176.- ZIDAN O, ASMUSSEN E, JORGENSEN K D. Microscopical analysis of fractured restorative resin etched enamel bonds. Scand J. Dent Res 1982; 90: 286-291.

177.- HANSEN E K et al. Clinical short term study of marginal integrity of resin restorations. Scand J Dent Res 1984; 92: 374-379.

178.- ROCK W. The effect of etching enamel upon bone strengths with fissure sealant resins. A. Oral Biol 1974; 19:875

179.- GWINNET A J. Bonding factors in technique which influence clinical success. NY state. Dent J. 1982; 48: 123

180.- JORDAN R E, SUZUKY M, GWINNETT AJ. Conservative applications of acid etch resin techniques. Dent Clin North Am 1981; 25:307.

181.- JORDAN R E, SUZUKY M, GWINNETT A J, HUNTER J K. Restoration of fractured and hypoplastic incisors by the acid etch technique. J. Am. Dent Assoc 1977; 95: 795.

182.- AL-KHAFAJI A H and JACOBSEN P H. Cavity desing for polymeric restorative materials. J. Dent Res. 1982; 61: 555.

183.- JACOBSEN P H. The restoration of Class II cavities by polymeric materials. J Dent 1984; 12: 47-52.

184.- BOWEN R L, COBB E N, RAPSON J E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: Improvement in bond strength to dentin. J. Den. Res. 1982; 61: 1070-6.

185.- JACOBSEN P H. The current status of composite restorative materials. Br. Dent J. 1981; 150:15.

186.- HAUSEN E K, ASMUSSEN E. A comparative study of dentin adhesives. Scand J. Dent Res. 1985; 93: 280-287.

187.- CRISP S, WILSON A D. Formation of a Glass-ionomer cement based on an ion-leachable glass and polyacrylic acid. J. Appl. Chem Biotechnol 1973; 23: 811.

188.- MC LEAM J W, WILSON A D. The clinical development of the glass ionomer cements. Formulation and properties. Aust. Dent. J. 1977; 22:31.

189.- TOBIAS R S et al. Pulpal response to a glass ionomer cement. Br. Dent J. 1978; 144:345.

190.- FORSTEN L. Fluoride release from a glass ionomer cement. Scand J. Dent. Res. 1977; 85: 503.

191.- JORDAN R.E. y colaboradores. Adhesión dentinaria. En: Composites en Odontología estética, Técnicas y Materiales. Barcelona, Ed. SALVAT, 1986; 184-214.

192.- MONDELLI J. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. J. Prosthet Dent 1980; 48: 419-422.

193.- GERALD J. Fracture resistance of mandibular molars with occlusal Class I amalgam preparations. JADA 1981; 103: 580-583.

194.- LARSON T D. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Operative Dentistry 1981; 61: 2-5.

195.- VALE W A. Cavity Preparation. Irish Dent Rev. 1956; 2: 33-41.

196.- GELB M N. Resistance to cusp fracture in Class II prepared and restored premolars. J. Prosthet Dent 1986; 55: 184-185.

197.- EAKLE W S. Fracture resistance of teeth restored with Class II bonded composite resin. J.Dent Res. 1986; 65: 149-153.

198.- NEWMAN S M, PISKOR-DUBLENSKI R. Effect of composite restorations on strength of posterior teeth. J. Dent Res 1983; 63: 523.

199.- HOOD J A and MALCOLM P J. Determination of residual stresses in the tooth crown. J. Dent. Res. 1981; 60 : 1075.

200.- MORIN D et al. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. J. Dent. Res. 1984; 63: 1075-1078.

201.- STAMPALIA L L. Fracture resistance of teeth with resin- bonded restorations. J Prosthet Dent. 1986; 55: 694-698.

202.- JOYNT R B. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. J. Prosthet Dent 1987; 57: 431-35.

203.- BOSTON D N. Rationale and technique for composite resin restorations. Part II "Principles of cavity desing and restoration" Continuing Education Article 2. Vol. III Num 4: 253. Julio- Agosto 1982.

204.- LUTZ F, LUSCHER B, OCHSENBEIN H, MUHLEMANN H R. "Adhasive zahnheilkunde. Adhasive restoration schmelzversiegelung. Adhasion Komposits". Abteilung für

kariologie und parodontologie. Zahnärztliches Institut,
Universität Zurich. Zurich, Switzerland. 1976.

205.- NAVAJAS RODRIGUEZ DE MONDELO J M.
"Consideraciones sobre el estado actual de las resinas
compuestas como material restaurador". Rev Esp Estom. 1983;
31: 181-191.

206.- BAKKE J C and others. Fracture strength of
class II preparations with a posterior composite. J Dent Res
(Special Issue). 1985; 64: 350, abstract nº 1575.

207.- BAKKE S W. Fracture resistance of human teeth
with mesial-occlusal-distal cavities prepared with sharp and
round internal line forms. J Prosthet Dent 1985; 53: 646-
649.

208.- GOEL W K, KHERA S G, SENTHIL G, CHEN R. Effec
of cavity design on stresses in first molar (Abstract). J.
Dent. Res. 1985; 64: 350.

209.- NAVAJAS RODRIGUEZ DE MONDELO J M, NAVAJAS
RODRIGUEZ DE MONDELO C. Influencia de la capa residual
dentinaria (smear Layer) sobre la fuerza de adhesión de dos
diferentes tipos de adhesivos dentinarios. Avances en
Odontostom 1987; 7: 328-332.

210.- GARCIA BARBESU J, LOPEZ CALVO J A.
Incrustaciones de resina compuesta: una nueva alternativa.
Avances en Odontostom. 1987; 7: 285-293.

211.- BELL J G, SMITH M C and DE PONT J J. Cuspal
failures of MOD restored teeth. Aust Dent J. 1982; 27: 283-
287.

212.- BUNKER J E. Adhesive for bonding composites
to dentin. IADR Abstr 62. No: 467. 1983.

213.- HELKIMO G and INGERVALL B. Bite force and
functional state of the masticatory system in young men.
Swedish Dental Journal 1978, 2: 167-175.

214.- RADIGALES A M. Una cavidad Clase II para
materiales adhesivos que permite conservar los puntos de
contacto. Revista de actualidad Estom. Española. 1986; 352:
31-43.

215.- EICK J D. Correlation of clinical performance
with structure property relationships. Presented at the
American Association of Dental Schools. Annual meeting, Las
Vegas, Nev, 1985.

216.- NORLING B K and DUKE E S. Bond strength of a composite resin to a glass ionomer cement. J Dent Res. (Special Issue) 1985; 64:315, abstract n^o 1268.

217.- LANDY N A And SIMONSEN R J. Cusp fracture strength in Class II composite resin restorations. J Dent Res (Special Issue) 1984; 64:175, abstract n^o 40.

218.- MISHALL Y, SHARE J AND NATHANSEN D. Fracture resistance of Class II amalgam and light-activated composite restorations in vitro. J Dent Res (Special Issue) 1984; 63:293, abstract n^o 1.099. 1984.