

MFN-512

001000

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
ESCUELA DE ODONTOLOGIA  
CATEDRA DE CIRUGIA ORAL  
Y MAXILO - FACIAL  
VALPARAISO.



EVALUACION DEL COMPORTAMIENTO DEL  
CEMENTO OSEO QUIRURGICO SUBITON®  
(PROTHOPLAST®) COMO MEDIO DE FIJACION  
DE IMPLANTES ALOPLASTICOS ACRILICOS  
A LA SUPERFICIE DEL TEJIDO OSEO CRANEAL

SEMINARIO DE TESIS PARA OPTAR  
AL TITULO DE CIRUJANO-DENTISTA

Profesor Guía:  
Prof. Dr. JUAN M. VILLASEÑOR C.  
Prof. Adjunto Cátedra de Cirugía  
Oral y Máxilo Facial.

Alumnos:  
LORENA A. BRAVO V.  
ROSANNA I. CONTADOR R.  
ENRIQUE G. JAVIER M.  
RICARDO A. MORENO S.

*Agradecemos muy sinceramente:*

*Al profesor adjunto de la Cátedra de Fisiología Normal y Patológica Dr. Humberto Barahona, al Jefe de Práctico Sr. Anibal Aguilar, y al encargado de bioterio Sr. José Aranda, por la colaboración brindada.*

*A los integrantes del Departamento de Mecánica de la Universidad Técnica Federico Santa María por la diligencia con que nos atendieron.*

*Y muy en especial, a nuestro guía Profesor Dr. Juan Manuel Villaseñor Castro a quien siempre recordaremos por su incondicional disposición en la realización de nuestro seminario; al Dr. Alejandro Acevedo, Profesor del Departamento de Cirugía Oral y Máxilo Facial, Louisiana School of Dentistry, New Orleans, por sus valiosos aportes bibliográficos y al Dr. Pedro Gorgollón, Profesor Adjunto de la Cátedra de Histología quien mostró gran interés y dedicación a nuestro trabajo.*



## INDICE

	Pág.
I. INTRODUCCION	1
II. OBJETIVOS	4
III. MARCO TEORICO	6
IV. MATERIALES Y METODOS	16
V. RESULTADOS	34
VI. DISCUSION	55
VII. CONCLUSIONES Y SUGERENCIAS	58
VIII. BIBLIOGRAFIA	61

I. INTRODUCCION

## I. INTRODUCCION.

El hombre siempre ha estado expuesto a sufrir alteraciones en su morfología corporal, adquiriendo en la región máxilo-facial relevante importancia debido a que modifican principalmente la estética y con ello, la relación de él con su medio.

Estas alteraciones pueden tener su origen en malformaciones, traumatismos y/o en secuelas quirúrgicas producidas por la extirpación de procesos tumorales.

Para la corrección de estos defectos se ha utilizado las Somatoprótesis y la Cirugía Reconstructiva Máxilo Facial, mediante la colocación de injertos de tejidos o de implantes aloplásticos. La utilización de estos últimos ha sido por años una buena alternativa a los injertos óseos, los que por el problema de su normal reabsorción, no constituyen una solución estable a largo plazo.

Sin embargo, uno de los problemas de los implantes aloplásticos es la dificultad de mantenerlos fijos *in situ* en forma permanente, lo que depende directamente del medio de fijación que se haya utilizado.

Entre los medios de fijación que se han usado se encuentran la fijación alámbrica, los tornillos de fijación y materiales plásticos que se traban a irregularidades óseas, como el acrílico. Estos últimos se han utilizado extensamente en Traumatología para la fijación de implantes

metálicos de cadera, para los cuales Lord y Bancel, citados por Galante (10), han reportado éxito a los 5 años de un 83,4%.

Considerando el éxito que se ha logrado en estos implantes, que son sometidos a grandes presiones funcionales, como las que ocurren en la articulación de la cadera, pensamos que utilizando este cemento acrílico para la fijación de implantes no sometidos a grandes fuerzas, como son aquellos que se utilizan en la región máxilo facial para corregir defectos estéticos, se podría lograr un éxito mayor.

Por ello, creímos de interés efectuar una evaluación del comportamiento *in vivo* de uno de estos cementos acrílicos, para lo cual elegimos el cemento óseo quirúrgico (c.o.q.) SUBITON® (Prothoplast®).

II. OBJETIVOS

## A) OBJETIVO GENERAL:

- 1) Evaluar el comportamiento del cemento óseo quirúrgico (c.o.q.) SUBITON® (PROTHOPLAST®) como medio de fijación de implantes aloplásticos acrílicos a la superficie del tejido óseo craneal en rata.

## B) OBJETIVOS ESPECIFICOS:

- 1) Medir la resistencia final a la descementación entre el c.o.q. SUBITON® y el tejido óseo, frente a fuerzas de cizallamiento paralelas a las superficie de tejido óseo, en los post operatorios mediano y alejado.
- 2) Evaluar las reacciones histológicas del tejido óseo subyacente ante el uso de dos cantidades diferentes de c.o.q. SUBITON®, en los post operatorios mediano y alejado.

Al

ción

de

l

estados

de

ciones, ideas, tradiciones, que en  
**III. MARCO TEORICO**  
 en ciertos puntos, de donde se  
 en las que se encuentran los  
 la

## A) ESTRUCTURA OSEA.

El tejido óseo, en general, tiene tres conformaciones estructurales: el tejido óseo compacto o cortical, el tejido óseo esponjoso o medular y el tejido óseo areolar o reticular (4).

El tejido óseo compacto está formado por una serie de sistemas de laminillas óseas inmediatamente aplicadas unas con otras en forma concéntrica y con vasos sanguíneos en su centro, llamado sistema laminillar de Havers (4).

El tejido óseo esponjoso o medular está formado también por laminillas óseas, pero en diferentes orientaciones, llamadas trabéculas, que entran sólo en contacto en ciertos puntos, dejando entre sí un sistema de pequeñas cavidades en las que se encuentran los vasos nutricios y la médula ósea (4).

El tejido óseo areolar o reticular es un tipo especial de tejido óseo esponjoso, con menor trabeculado y con cavidades medulares mayores.

La laxitud del trabeculado de los tejidos óseos esponjoso y reticular determina que exista proporcionalmente una mayor superficie vascular que en el tejido óseo compacto (4), y con ello un metabolismo e intercambio mineral mayor y más rápido.

La distribución de los distintos tipos de tejido óseo varía según el tipo de hueso del que se trate: huesos largos, anchos o planos y cortos (4).

Los huesos planos, como los de la calota y entre ellos los parietales, se componen de tres capas: dos láminas externas de tejido óseo compacto, llamadas áploes, y una lámina intermedia o central más o menos gruesa de tejido óseo esponjoso denominada díploe (4).

En la rata, los huesos parietales en particular y los de la calota en general, poseen un tejido óseo compacto sin los sistemas Haversianos típicos que se presentan en el ser humano (6). Además, estos huesos poseen un metabolismo de aposición-reabsorción ósea menor y más lento que otros huesos de su economía, como por ejemplo huesos de mayor funcionalidad como el hueso alveolar (6). Recientemente se ha demostrado la existencia de reguladores locales de la formación y reabsorción ósea, los que pueden ser liberados por el tejido óseo y el cartilaginoso, frente a estímulos locales (ej.: implante). En calotas fetales de rata se han separado factores estimulantes e inhibidores del crecimiento óseo y que corresponden a péptidos de alto y bajo peso molecular, respectivamente (4).

En el ser humano, los huesos de la calota y todos los que poseen hueso cortical o compacto sí presentan sistemas de Havers, asumiendo estos importancia en relación a la dirección de la aposición-reabsorción del metabolismo

mineral del hueso más que respecto (6) a la magnitud de éste.

## B) FIJACION DE IMPLANTES ALOPLASTICOS.

Según Sol y Salagaray, citados por Marroco (23), las fuerzas a que es sometido un implante, según su dirección, pueden ser de: Tensión (que lo separan de los tejidos), presión (que lo aplican a los tejidos) y deslizantes o de cizallamiento (que tienden a deslizar el implante sobre los tejidos), siendo estas últimas las que en mayor medida podrían afectar a un implante aloplástico estético máxilo-facial, debido a que estas fuerzas actúan fundamentalmente en las zonas de prominencias óseas (mentón, malares) donde los implantes son generalmente ubicados.

Para obtener una buena estabilidad del implante en el tiempo y para que las fuerzas a las que posiblemente esté sometido no lo desplacen, es ideal que esté fijo al plano óseo, y que esta unión se mantenga lo más invariable que sea posible desde su colocación y por toda la vida del paciente.

Fijar, significa asegurar un cuerpo contra otro, por lo que la fijación de un implante consiste en la inmovilización de éste en una determinada posición al tejido receptor.

La fijación del implante en el tiempo se establece de la siguiente manera:

1) En el post operatorio inmediato: En el cual el grado de fijación depende exclusivamente de la técnica de fijación empleada y del tipo de implante.

2) En el post operatorio mediano: En el cual el grado de fijación depende además de las reacciones del tejido al implante, que pueden ser de *aceptación* (implante firme en su sitio), o de *rechazo* (implante desplazable o secuestrado).

3) En el post operatorio alejado: Que depende también de la organización tisular que ha ocurrido en torno al implante.

Dentro de las técnicas que se utilizan para inmovilizar un implante aloplástico estético se pueden citar:

1) Técnicas de inmovilización sin fijación al plano óseo:

a) Implante inserto en bolsillo subperióstico (Ej.: silicona en mentón).

b) Implante con forma retentiva (Ej.: silicona en piso de órbita).

c) Implante con perforaciones que serán invadidas por tejido fibroso.

- 2) Técnicas de inmovilización con fijación al plano óseo:
- a) Fijación alámbrica del implante.
  - b) Fijación a tornillo del implante.
  - c) Material plástico que se traba mecánicamente a irregularidades producidas en el tejido óseo (acrílico).
- C) PRESENTACION, COMPOSICION Y REACCION QUIMICA DEL CEMENTO OSEO QUIRURGICO SUBITON®.

La presentación del c.o.q. SUBITON® consiste en un sobre con 40 g. de polvo acrílico radiopaco esterilizado por radiación *gamma*, una ampolla con 20 ml. de monómero de acrílico líquido esterilizado por ultrafiltración y un sobre poroso con dos pastillas de paraformaldehído para mantener la asepsia de los envases (31).

En la composición del polvo se encuentran: polimetilmetacrilato de metilo (polímetro de acrílico), peróxido de benzoflona (iniciador) y sulfato de bario (radiopaco). El líquido contiene: monometil metacrilato de metilo (monómero de acrílico), N-dimetil-paratoluidina (catalizador) e hidroquinona (inhibidor de la reacción espontánea) (8,30).

La reacción química se realiza en tres etapas: iniciación, propagación y terminación (30).

1) Iniciación: Al mezclar el polvo con el líquido, parte del peróxido de benzoilo se disuelve en el monómero, donde se puede iniciar la polimerización. La N-dimetilpara-toluidina activa al peróxido de benzoílo, dividiéndolo en dos radicales. Estos reaccionan con las moléculas de monometil metacrilato de metilo creando radicales acrílicos libres.

2) Propagación: Los radicales acrílicos libres reaccionan con otras unidades de monómero, uniéndose a ellas y convirtiéndolas a su vez en radicales acrílicos. La cadena se alarga por la adición de unidades de monómero al extremo radical de ésta.

3) Terminación: El crecimiento de la cadena se detiene cuando el extremo radical se transforma en un grupo estable, produciéndose además un entrecruzamiento de las cadenas.

#### D) BIOCOMPATIBILIDAD DEL ACRILICO.

La biocompatibilidad del acrílico es discutida por muchos autores, ya que aún no está muy clara su inocuidad para su uso *in vivo*, aunque ha sido extensamente utilizado en implantología de cadera.

Se han informado numerosas reacciones locales del tejido que se encuentra en contacto con el acrílico, y entre estas se cuentan: desarrollo de tejido óseo

inmaduro o de matriz osteoide o hueso plexiforme (37), interposición de tejido fibrilar laxo entre acrílico y hueso (28), interposición de tejido fibroso (1,2,41), reacción inflamatoria crónica de leve a moderada (1,15,16,24, 28,41,37,40), zonas de necrosis tisular (15,16,28,37,47) y presencia de elementos celulares específicos como osteoblastos, osteoclastos (28, 36), histiocitos (28) e incluso condroblastos (28).

También se ha informado de la presencia de perlas de acrílico en tejidos algo distantes del sitio implantado, que se ubicarían durante la inserción del implante acrílico, desprendiéndose de éste, debido al estado plástico en que se encuentra, las que pasarían inadvertidas al cirujano (37, 39, 47).

Se cree que el daño tisular, representado por la necrosis, el infiltrado inflamatorio crónico y la presencia de osteoclastos e histiocitos, se debería al calor (2, 15, 16, 24), que en espesores grandes puede llegar a la temperatura de 80°C (8,31), y/o a la presencia de monómero libre durante la inserción del implante hasta la completación de su polimerización (26, 28). El polímero de acrílico o *polimetil metacrilato de metilo* se considera química y biológicamente inerte (12).

Con respecto al infiltrado inflamatorio, la evidencia indica que éste disminuye en el tiempo, acompañándose de una remodelación del tejido óseo. (1, 47).

Litner y también García, citados por Albrektsson (2) atribuyen la pobre formación de hueso bajo los implantes, a la presencia de *N-dimetil-paratoluidina*, que es un agente catalítico presente en el líquido del acrílico y que puede evidenciarse aún 10 años después de la cirugía.

La mayor complicación local que se ha observado es la producción de cáncer en animales de experimentación (1, 40). Laskin y asociados, citados por Miller (28), han informado la presencia de fibrosarcoma ante la implantación subcutánea de acrílico en ratas. Aunque en numerosos otros trabajos no aparecen informes de esta grave reacción tisular (28).

Con respecto de las reacciones generales, se han visto complicaciones cardiovasculares en humanos (26), cambios en la presión sanguínea y gasto cardiaco (42) e hipotensión (7, 9, 42). En animales de experimentación se han informado alteraciones en los sistemas pulmonar, hepático y renal (26) y acidosis metabólica (26).

Mallory y asociados, citados por Herndon (17) observaron degeneración hepática en ratón. Eftekhar y asociados y Wilson y colaboradores, citados también por Herndon, reportaron hepatitis química en algunos pacientes post reemplazo total de cadera.

Estudios en perro han demostrado que sólo un 0,5% del total del monómero presente en la masa del acrílico

que está polimerizando (relación P/l = 2/1) es detectado en la sangre (26). Homsy y estudios de M<sup>C</sup>Laughlin y asociados (26) han descubierto que el clearance del monómero presente en la sangre se completa en 19 minutos de la circulación venosa. El órgano que produce casi la totalidad del clearance del monómero es el pulmón (26).

Se ha estimado que sólo se produciría toxicidad pulmonar aguda con dosis de monómero 35 veces mayores que las que se liberan durante un reemplazo total de cadera (26).

No se deben perder de vista las posibles reacciones alérgicas locales o generales al acrílico, las que contraindican absolutamente su uso.

Donde

$\gamma$  es

por

el

Tabla de valores de  $\gamma$  y el factor  $\beta$

de  $\gamma$  y  $\beta$  en función de  $\alpha$  y  $\lambda$ .

Tabla de valores de  $\gamma$  y el factor  $\beta$

de  $\gamma$  y  $\beta$  en función de  $\alpha$  y  $\lambda$ .

#### IV. MATERIALES Y METODOS.

Se emplearon 11 ratas de experimentación Sprague Dawley, machos y hembras indistintamente, que pesaron entre 218 y 454 g., a las cuales se les colocó en forma subperióstica en los huesos parietales implantes acrílicos fijados con c.o.q. SUBITON®. Se les dejó *in situ* por períodos variables y posteriormente las ratas fueron sacrificadas para realizar mediciones mecánicas y evaluaciones histológicas.

A) ETAPA QUIRURGICA,

Mediante una técnica quirúrgica estandarizada (Cuadros N° 1-2-3-4), en 10 de las ratas se implantó, en forma subperióstica al hueso parietal derecho, un implante de acrílico de autopolimerización corriente de 4 x 4 x 0,6 mm, fijado con una porción de 6 mm<sup>3</sup> de c.o.q. SUBITON® ocupando una superficie de 16 mm<sup>2</sup>. En el parietal izquierdo, también en forma subperióstica, se implantó exclusivamente una porción de 12 mm<sup>3</sup> de c.o.q. SUBITON®, ocupando asimismo una superficie de 16 mm<sup>2</sup>.

La rata N° 11 no fue intervenida y sirvió como control histológico de tejido óseo normal.

---

CUADRO N° 1: ESTANDARIZACION DE LOS MATERIALES.

- 1) Rata: - Cepa : Sprague Dawley  
- Número : 11  
- Sexo : 7 hembras y 4 machos  
- Peso : Entre 218 - 454 g.
- 2) Implante aloplástico.  
- Material : acrílico de autopolimerización corriente.  
- Relación P/L : 2/1 (g/ml)  
- Dimensiones : 4 x 4 x 0,6 mm
- 3) Cemento óseo quirúrgico SUBITON®.  
- Material : acrílico de autopolimerización.  
- Características especiales:  
- Compuesto estéril  
- Radiopaco  
- Relación P/L ideal:  
- 2/1 (g/ml)  
- Consistencia : Plástica. Arenosa.  
- Relación P/L utilizada : - 3/2 (g/ml)  
- Consistencia : Plástica. Semifluída.  
- Volumen de las porciones:  
- 6 mm<sup>3</sup>  
- 12 mm<sup>3</sup>
-

---

CUADRO N° 2: ESTANDARIZACION DE LAS DROGAS UTILIZADAS.

- 1) Tiopental Sódico al 2%:
    - Dosis: 3 ml/Kg de peso.
  - 2) Atropina 1 mg:
    - Dosis: 0,5 ml (arbitraria).
- 

---

CUADRO N° 3: ESTANDARIZACION DE LA TECNICA QUIRURGICA.

- 1) Pesaje de la rata.
- 2) Determinación de la dosis anestésica.
- 3) Anestesia quirúrgica: a) - Dosis Tiopental intra  
(Foto N° 1) peritoneal.  
b) - Dosis Atropina intra  
peritoneal.
- 4) Campo quirúrgico : a) Rasurado de la piel  
b) Pincelado con sol. anti  
séptica (Merthiolate).
- 5) Diéresis : a) Incisión sagital directa  
(piel, aponeurosis, pe-  
riostio). (Foto N° 2).  
b) Decolado de periostio.
- 6) Hemostasia.

(cont.)

## 7) Intervención propiamente tal:

- a) Raspado de superficie de huesos parietales.  
(Cuadro N° 4).
- b) Lavado con suero. Secado.
- c) Colocación de los implantes (Fotos N° 3 y 4)
- d) Comprobación post quirúrgica inmediata de esta  
bilidad.

## 8) Síntesis:

- a) Reposición de periostio y aponeurosis.
- b) Sutura discontinua de piel (lino). (Foto N° 5).

## 9) Post operatorio (Foto N° 6):

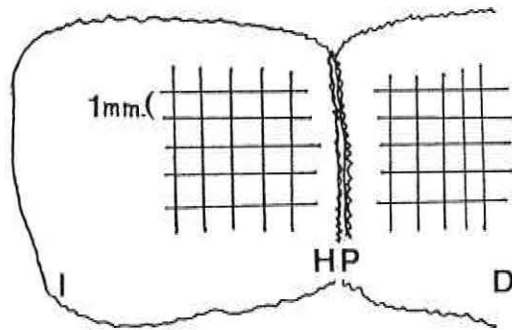
- a) Pincelado con sol. antiséptica.
  - b) Antibiótico local en polvo.
  - c) Calor con ampolleta de luz corriente para con-  
trarrestar hipotermia debido a la anestesia.
  - d) Aislamiento de ratas no operadas.
-

CUADRO N° 4: ESTANDARIZACION DE LA PREPARACION DEL  
HUESO RECEPTOR.

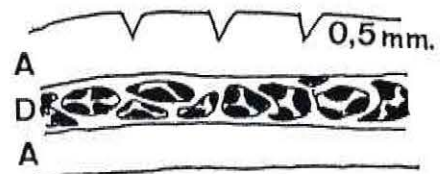
Con la punta del bisturí de Bard-Parker hoja N°11 se produce un raspado superficial del áploe externo de ambos parietales, con una conformación de cuadrículado, de 5 mm en sentido anteroposterior y 5 mm en sentido medio lateral, separadas entre sí 1 mm. con una profundidad aproximada de 0,5 mm. (Dibujo N° 1).

DIBUJO N° 1: ESTANDARIZACION DE LA PREPARACION DEL  
HUESO RECEPTOR.

a) Vista Superior



b) Corte frontal



HP: HUESOS PARIETALES



FOTO N° 1: Colocación intraperitoneal de la dosis anestésica.



FOTO N° 2: Diéresis. Incisión sagital en la cabeza de la rata.

(A) Aponeurosis (P) Periostio (H) Huesos parietales

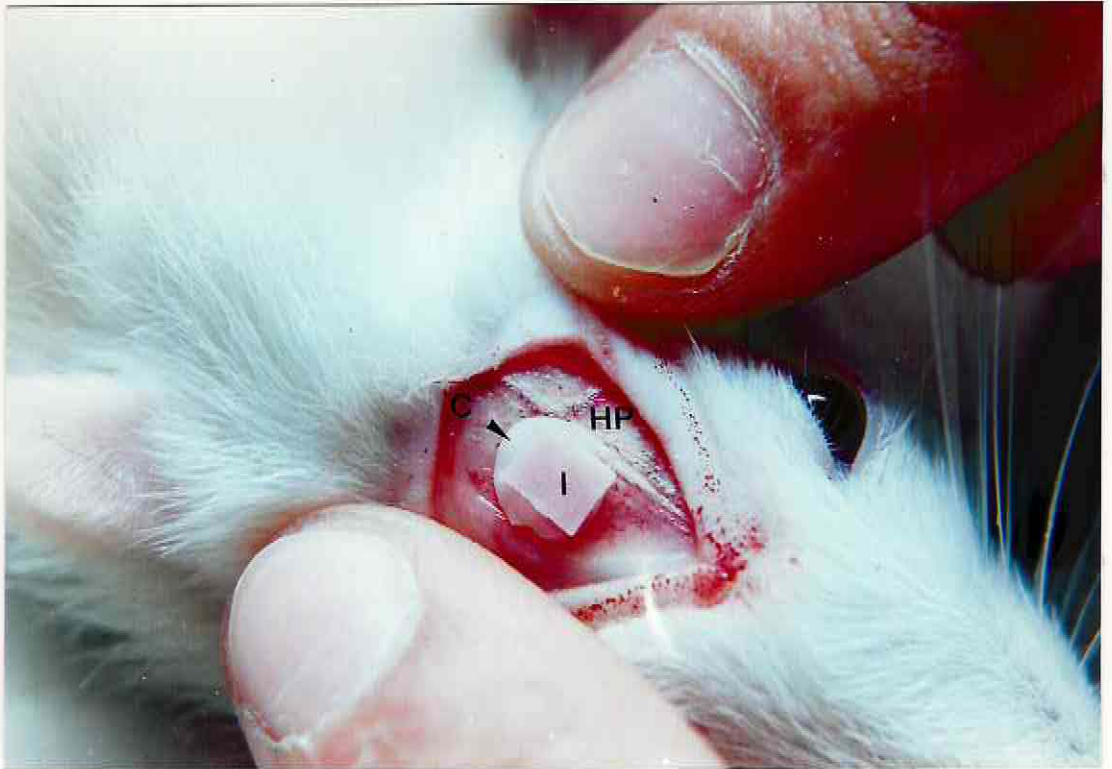


FOTO N° 3: Cementación del implante aloplástico acrílico (I) con cemento óseo acrílico SUBITON® (C) al lado derecho de la rata. (HP) Hueso parietal desnudo.



FOTO N° 4: Colocación de la porción del cemento óseo acrílico SUBITON® (C) sin implante al lado izquierdo de la rata.



FOTO N° 5: Síntesis. Sutura discontinua de piel (lino).

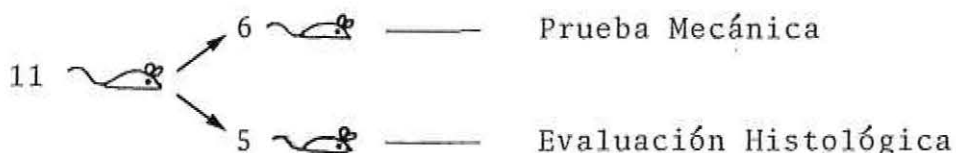


FOTO N° 6: Postoperatorio inmediato.

## B) EVALUACION.

Las ratas fueron divididas en dos grupos de evaluación, uno para la prueba mecánica y otro para la evaluación histológica (Dibujo N° 2).

DIBUJO N° 2: ORGANIZACION PARA LA EVALUACION.



## B.1) PRUEBA MECANICA

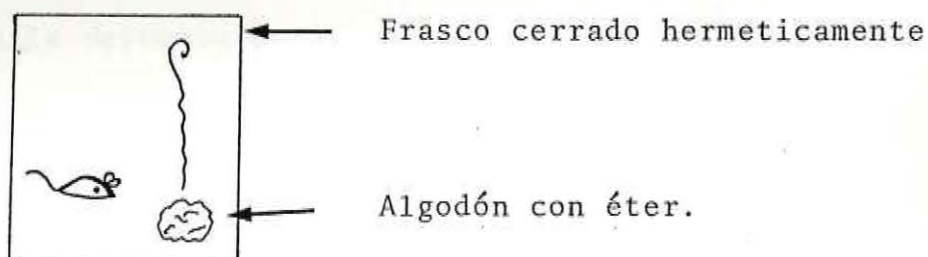
En la prueba mecánica se utilizaron 6 ratas, las que se dividieron en 2 grupos, de 3 ratas cada uno, según los tiempos permanencia de los implantes *in situ*, que fueron de 30 días (post operatorio mediato) y de 90 días (post operatorio alejado) (Dibujo N° 3).

DIBUJO N° 3: DISTRIBUCION PARA LA PRUEBA MECANICA.



Las ratas fueron sacrificadas mediante el uso de un circuito cerrado de respiración con éter (Dibujo N° 4).

DIBUJO N° 4: CIRCUITO CERRADO CON ÉTER.



Los tegumentos y tejidos blandos sobre los implantes fueron eliminados. Se cementó sobre los implantes una argolla metálica con acrílico autopolimerizable corriente, para facilitar el procedimiento (Foto N° 7). Finalmente la rata se fijó, en especial su cráneo, a una tabla estereotáxica especialmente diseñada para este propósito (Foto N° 10).

Para la medición se utilizó una máquina de tracción mecánica perteneciente al Departamento de Mecánica de la Universidad Santa María (Foto N° 9). La máquina constaba de dos extremos, uno superior y otro inferior, que se separaban en forma progresiva y constante. En el extremo inferior se colocó la rata con la tabla estereotáxica y en el otro extremo un dinamómetro para medir gramos-fuerza, con una resolución de 20 g. La tracción se realizó por medio de un alambre inextensible que iba de la argolla al dinamómetro (Foto N° 10).

Se aplicaron fuerzas de tracción paralelas a la superficie del tejido óseo (Fuerzas de Cizallamiento), en forma progresiva y constante de 20 g/seg. y se midió la fuerza que provocó la descementación, la que se expresará

en gramos, en base a la cual se calculará la resistencia final a la descementación, que se expresará a su vez en  $\text{Kg/cm}^2$ .

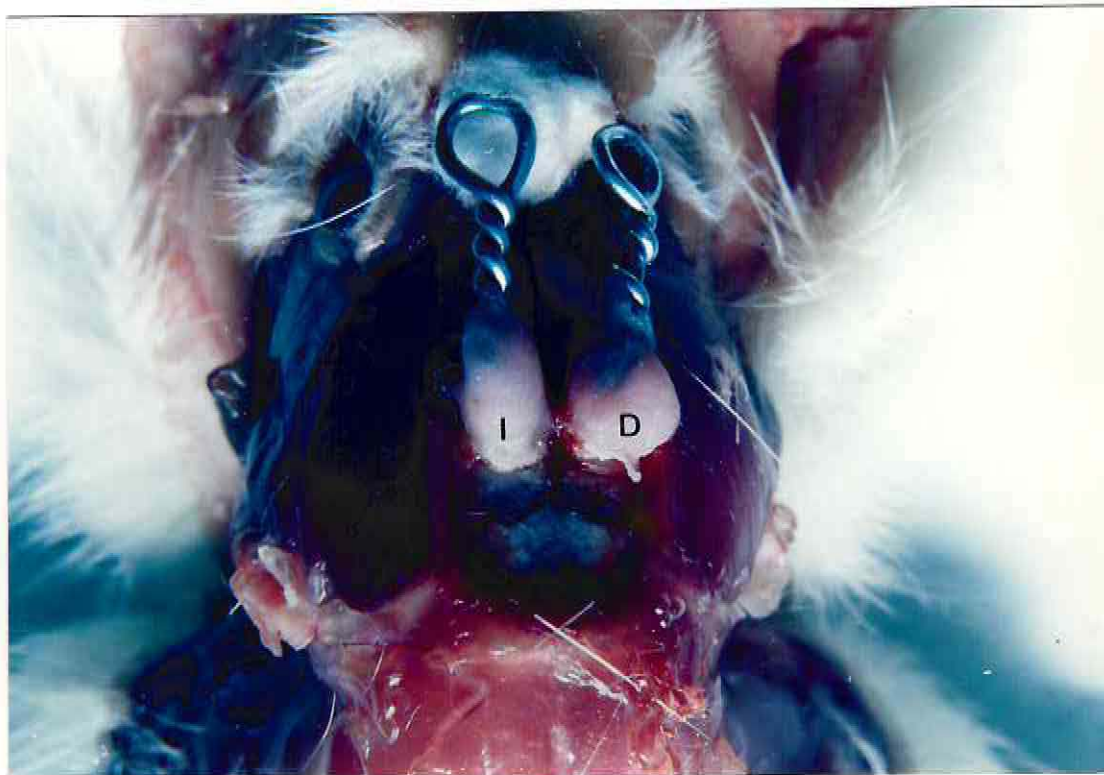


FOTO N° 7: Argollas metálicas fijadas a los implantes.  
(D) Derecho (I) Izquierdo.

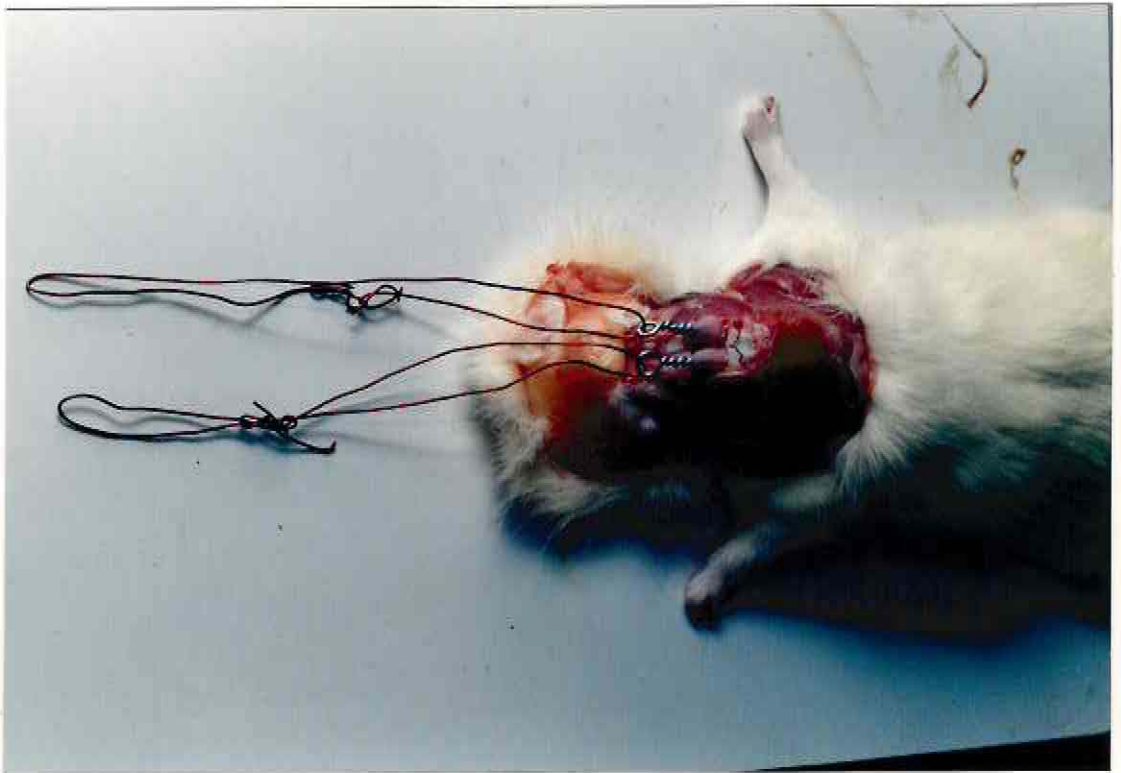


FOTO N° 8: Alambres de tracción en posición.

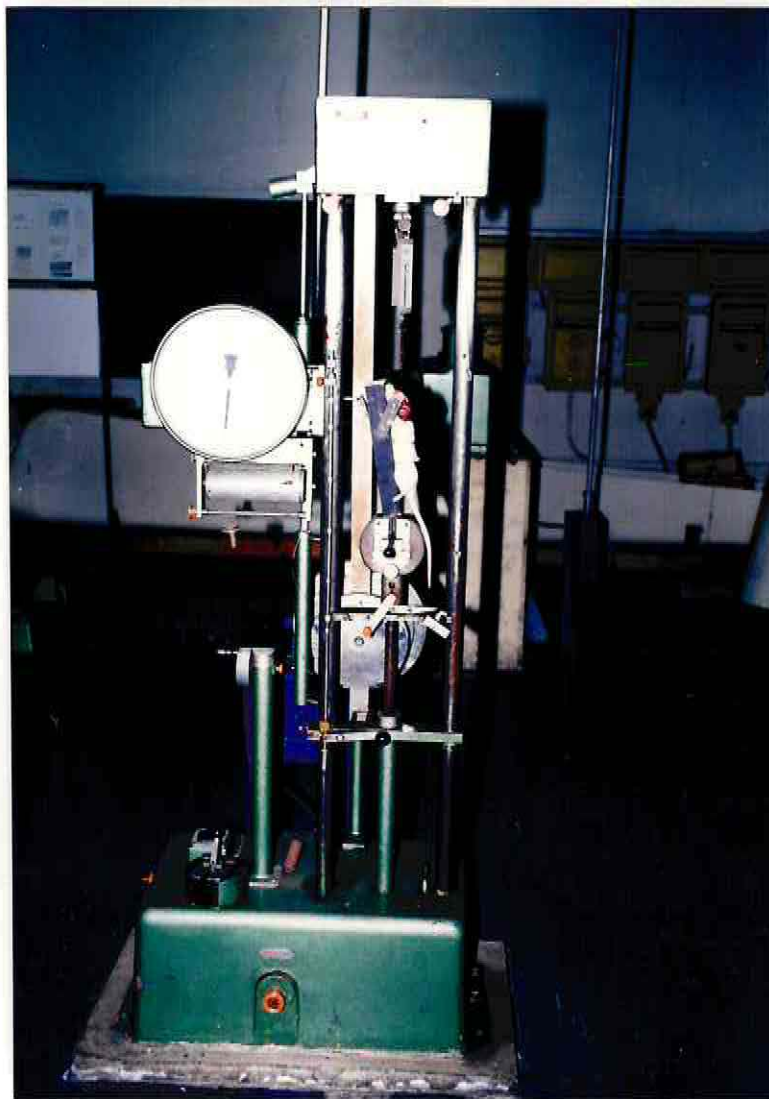


FOTO N° 9: Máquina de tracción con los cuerpos de prueba en posición.

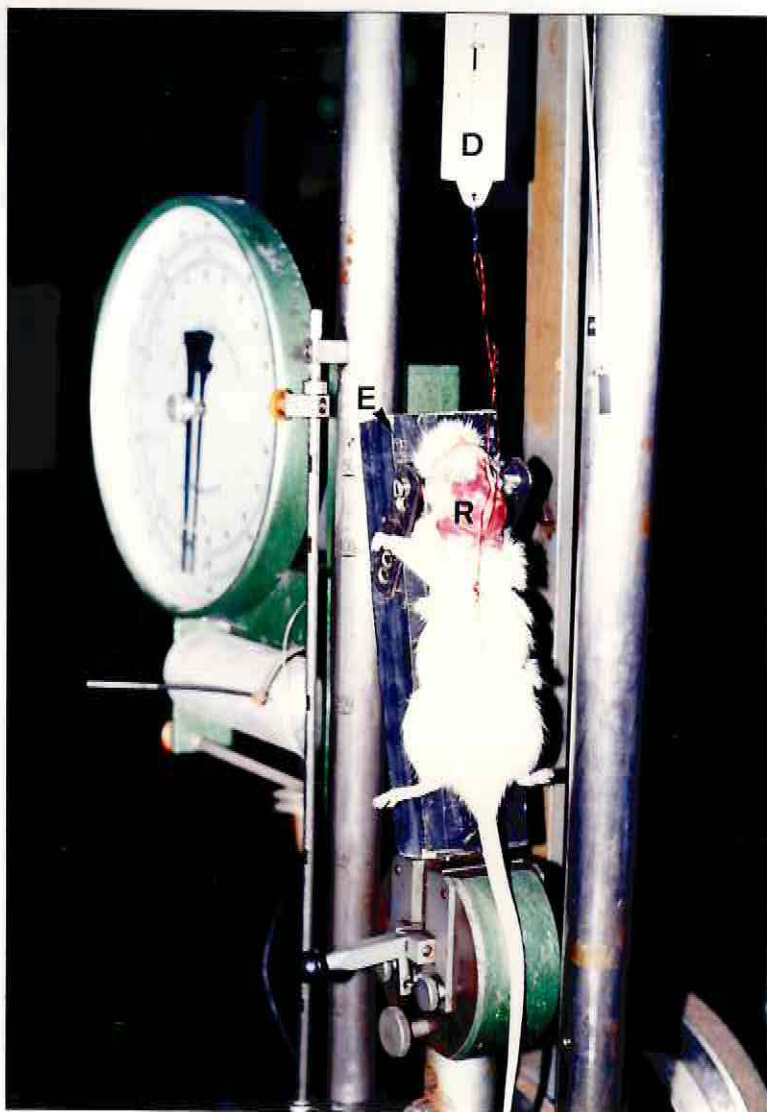


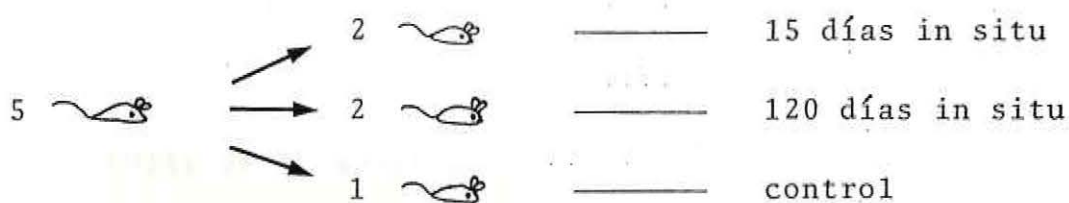
FOTO N° 10: Detalle de la vista anterior.

- (R) Rata con implantes;
- (D) Dinamómetro;
- (E) Estereotáxico.

## B.2) EVALUACION HISTOLOGICA.

La evaluación histológica utilizó 5 ratas, divididas en 2 grupos de 2 ratas, con permanencia *in situ* de los implantes de 15 días (post operatorio mediato) y de 120 días (post operatorio alejado), y un tercer grupo que incluía una rata no operada que sirvió de control de tejido óseo normal (Dibujo N° 5).

DIBUJO N° 5: DISTRIBUCION DE LA EVALUACION HISTOLOGICA.



Fueron sacrificadas de la misma forma (Dibujo N°4) y se les extrajo los huesos parietales con los implantes en posición. Estas muestras fueron fijadas inicialmente en formaldehído al 15%.

El procedimiento histológico se resume en el cuadro N° 5.

---

CUADRO N° 5: PROCEDIMIENTO HISTOLOGICO.

- 1° Prefijado: Formaldehído al 15% por 24 hrs.
  - 2° Fijado e inicio descalcificación: SUSA (sol. de Heindenhein) por 24 hrs.
  - 3° Descalcificación: Ac. Tricloroacético al 5% por 7 días.
  - 4° Deshidratación: Etanol en concentraciones crecientes de 70° a 100° por 3 hrs.
  - 5° Desprendimiento de los implantes de la muestra.
  - 6° Diafanización: - Benzoato de metilo por 30 min.  
- Benzol por 30 min.
  - 7° Inclusión: En parafina fundida a 59°C por 4 hrs.  
Se la deja solidificar.
  - 8° Corte de la muestra: De 8 a 10 u de espesor.  
Montaje en portaobjetos.
  - 9° Tinción: Hematoxilina de Harris: por 2 min.  
Eosina al 5% por 5 min.
  - 10° Deshidratación: Etanol en concentraciones crecientes de 95° a 100° por 10 min.
  - 11° Diafanización: Xilol puro, 2 baños de 2,5 min. cada uno.
  - 12° Montaje Final: En bálsamo sintético y colocación de cubre objeto.
  - 13° Observación en microscopio de luz tipo LEITZ (ORTHOPLAN®) con dispositivo para fotografía automática.
-

La evaluación histológica se realizará sobre los siguientes puntos:

- 1) Ausencia de necrosis.
- 2) Ausencia o un mínimo de infiltrado inflamatorio crónico , y
- 3) Ausencia de tejido blando interpuesto entre el c.o.q. SUBITON<sup>®</sup> y el tejido óseo.

Consideraremos, entonces, como:

- Optimo: Cuando se presenten las tres condiciones.
- Aceptable o suficiente: Si se presentan sólo las dos primeras.
- Insuficiente: Si se presenta sólo la 1<sup>a</sup> condición.
- Inaceptable: Cuando no se presentan las dos primeras condiciones.

V. RESULTADOS

## A) RESULTADOS PRUEBA MECANICA.

Los resultados de la prueba mecánica fueron similares para los post operatorios mediano (30 días) y alejado (90 días).

En la evaluación mecánica del grupo del post operatorio mediano de 30 días los resultados se dieron de la siguiente forma: En la 1<sup>a</sup> rata la fuerza que provocó la descementación fue de 300 g. a ambos lados, con una resistencia final a la descementación (R.F.D.) de  $1,87 \text{ Kg/cm}^2$ ; para la 2<sup>a</sup> rata en el lado derecho se obtuvo los mismos resultados y para el lado izquierdo la fuerza de descementación fue de 320 g., con una resistencia final de  $2 \text{ Kg/cm}^2$ ; para la 3<sup>a</sup> rata de este grupo, los valores para el lado izquierdo fueron los mismos de la 1<sup>a</sup> rata, y en el lado derecho la fuerza de descementación fue de 280 g., con una resistencia final de  $1,75 \text{ Kg/cm}^2$  (Tabla N° 1). El promedio de la R.F.D. fue de  $1,83 \text{ Kg/cm}^2$  para el lado derecho y de  $1,91 \text{ Kg/cm}^2$  para el lado izquierdo, en este grupo.

En el grupo de prueba de post operatorio alejado de 90 días las fuerzas que provocaron la descementación fueron de 280, 300 y 320 g. con una R.F.D. de 1,75; 1,87 y  $2 \text{ Kg/cm}^2$ , respectivamente (Tabla N° 1). En este grupo no se presentó diferencias entre el lado derecho e izquierdo en cada rata. El promedio de la R.F.D. fue de  $1,87 \text{ Kg/cm}^2$ , para ambos lados, en este grupo.

TABLA N° 1: RESULTADOS PRUEBA MECANICA.

N°	Sexo	Post Operatorio (días)	Peso inicial (g)	Peso final (g)	Fuerza de descemen- tación (g)	R.F.D. Kg/cm <sup>2</sup>
1	♂	30	454	512	der: 300 izq: 300	der:1,87 izq:1,87
2	♀	30	252	264	der: 300 izq: 320	der:1,87 izq:2
3	♀	30	247	260	der: 280 izq: 300	der:1,75 izq:1,87
4	♀	90	218	279	der: 280 izq: 280	der:1,75 izq:1,75
5	♀	90	239	285	der: 320 izq: 320	der:2 izq:2
6	♂	90	238	406	der: 300 izq: 300	der:1,87 izq:1,87



FOTO N° 11: Detalle del implante desprendido de su lecho óseo.  
 (S) Superficie tisular del c.o.q. SUBITON®  
 (LO) Lecho óseo



FOTO N° 12: Detalle lecho óseo.  
 (LO) Lecho óseo  
 (C) Cabeza fija en estereotáxico

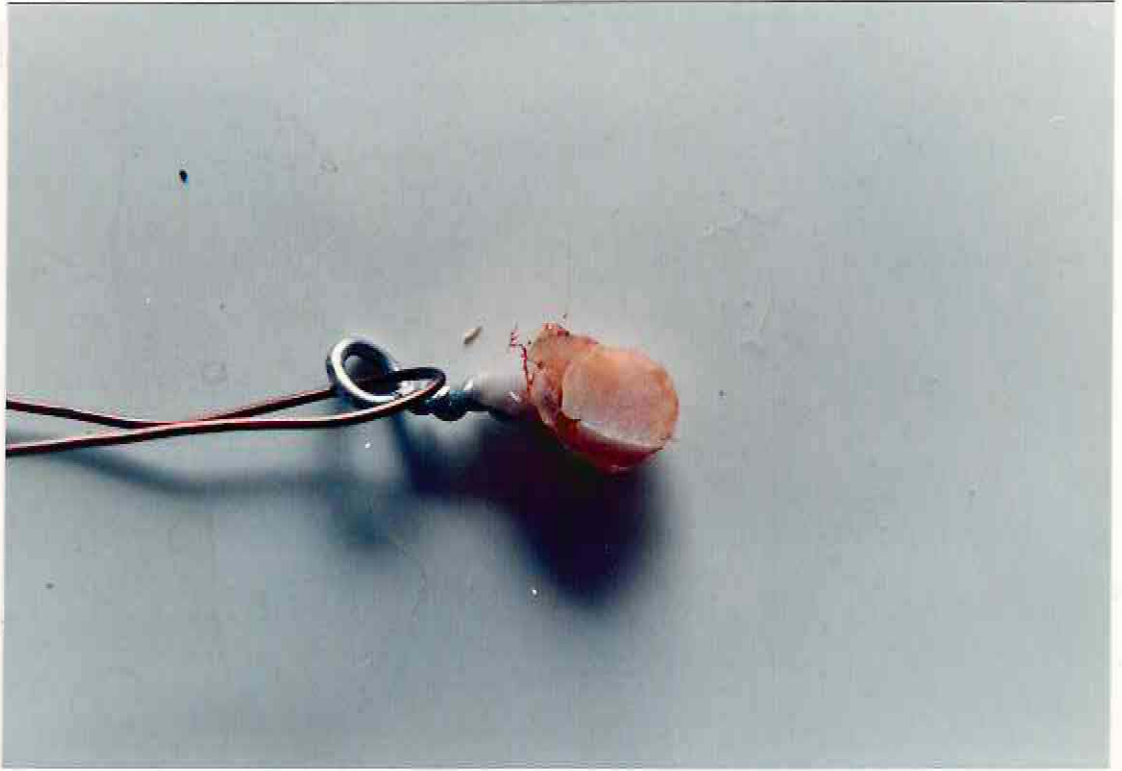


FOTO N° 13: Detalle de la cara tisular del implante  
de c.o.q. SUBITON®.

## B) INFORME HISTOLOGICO.

Caso 1: 15 días de post operatorio.

Examen macroscópico: Implante unido con cierta firmeza al hueso (costó desprenderlo y hubo que someterlo a un solvente-aclarante (benzoato de metilo) para eliminarlo por trozos. El plástico se tornó quebradizo).

Examen microscópico: Periostio normal, con haces fibrosos paralelos en superficie ósea; en superficie correspondiente al implante desprendido, el periostio se muestra con infiltración inflamatoria de tipo crónico, con linfocitos, células plasmáticas y macrófagos, sin embargo, parece tender a organizar sus haces colágenos en la superficie directamente en contacto con el implante. Se advierte también, en tejido óseo cercano al implante desprendido, pequeñas áreas de reabsorción, aunque sin osteoclasia ni inflamación manifiestas.

Caso 2: 15 días de post operatorio.

Examen macroscópico: Periostio parece haber crecido por fuera del implante; hay zonas de adherencia del implante al hueso.

Examen microscópico: Zona contigua a los implantes, con signos de reabsorción osteoclástica localizada y ciertos fenómenos inflamatorios (hiperemia o vasodilatación vascular); también se advierten áreas de hueso

plexiforme recientemente formado, con osteoblastos activos.

Caso 3: 120 días de post operatorio.

Examen macroscópico: Implantes no adheridos al hueso, fácilmente desprendibles; no se aprecian diferencias de adherencia entre uno y otro.

Examen microscópico: Tejido óseo normal, con gruesos haces colágenos visibles. Zona de implantación con áreas de hueso plexiforme recientemente formado; en algunas zonas se advierten fibrillas perpendiculares a la superficie ósea, tal como durante el proceso de reabsorción osteoclástica; estas fibrillas parecen haberse unido al implante y haberse seccionado cuando el implante se desprendió. No existen signos de osteoclasia ni inflamación. Las superficies correspondientes a uno y otro implante son semejantes.

Caso 4: 120 días de post operatorio.

Examen macroscópico: Semejante caso 4; el implante se desprendió con facilidad.

Examen microscópico: No se advierte nada especial; en general, características microscópicas semejantes al caso anterior, aunque menos evidentes y más cercanas a la normalidad.

TABLA N° 2: RESULTADOS DE EVALUACION HISTOLOGICA.

N°	Sexo	Post Operatorio (días)	Peso inicial (g)	Peso final (g)	Necrosis (SI-NO)	Infilt. inf. cronico (SI- MINIMO- NO)	Tej. blando inter- puesto (SI-NO)
1	♂	15	360,5	386	der:NO izq:NO	MINIMO MINIMO	SI SI
2	♂	15	365	416	der:NO izq:NO	MINIMO MINIMO	NO NO
3	♀	120	241	290	der:NO izq:NO	NO NO	NO NO
4	♀	120	222	257	der:NO izq:NO	NO NO	NO NO
5	♀	Control	242	242	-----	-----	-----

Caso 1: ACEPTABLE A AMBOS LADOS.

Caso 2: OPTIMO A AMBOS LADOS.

Caso 3: OPTIMO A AMBOS LADOS.

Caso 4: OPTIMO A AMBOS LADOS.

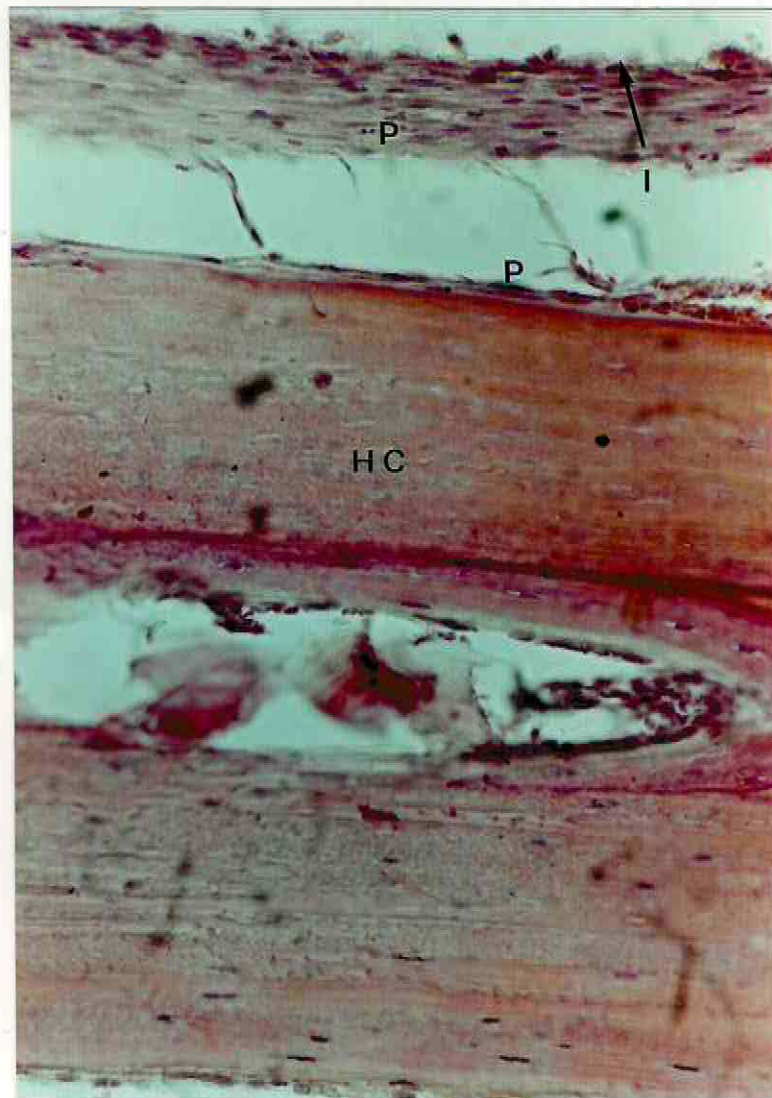


FOTO N° 14: Caso 1. 15 días post operatorio. Aumento 320 X  
Se observa un corte de todo el grosor. En el extremo superior el periostio (P), que se encontraba entre el implante (I) y el hueso cortical (HC), el cual se ha desprendido de este último.

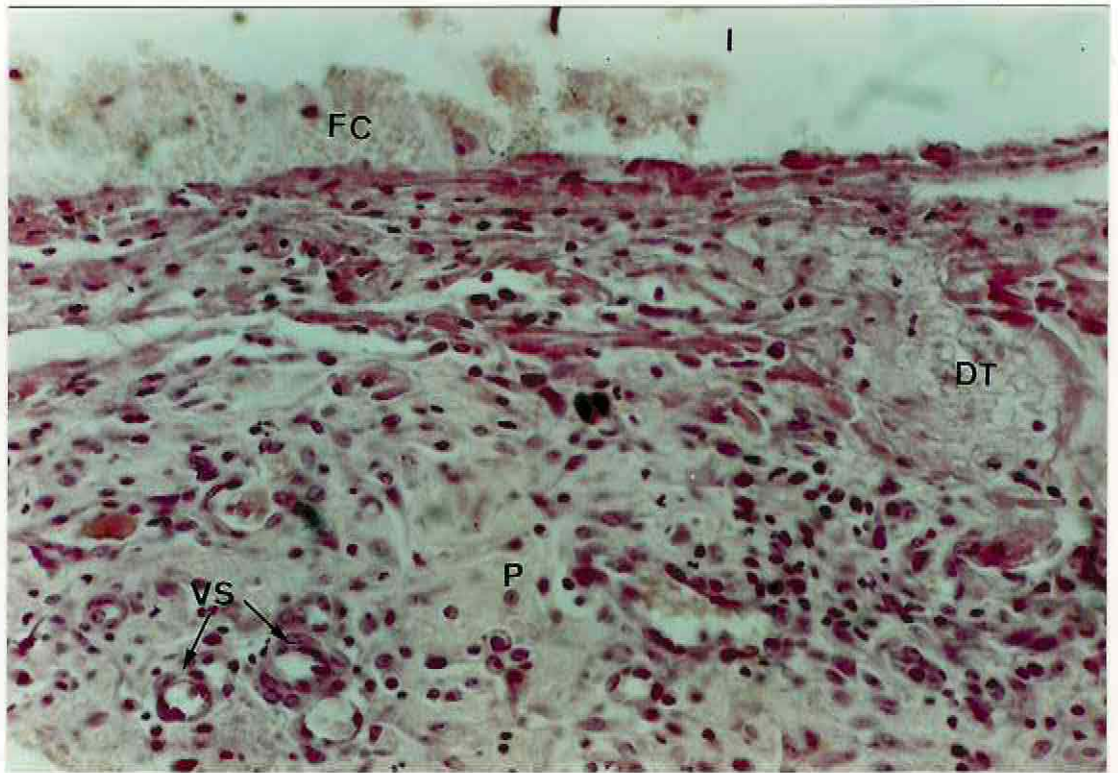


FOTO N° 15: Caso 1. Aumento 320 X. Periostio (P) ubicado por sobre el Implante (I). Hay signos de inflamación crónica linfoplasmocitaria. Abundantes vasos sanguíneos (VS). Pequeña zona de desorganización tisular (DT) y actividad fagocitaria. Fibras colágenas (FC) organizándose en zona cercana al implante.

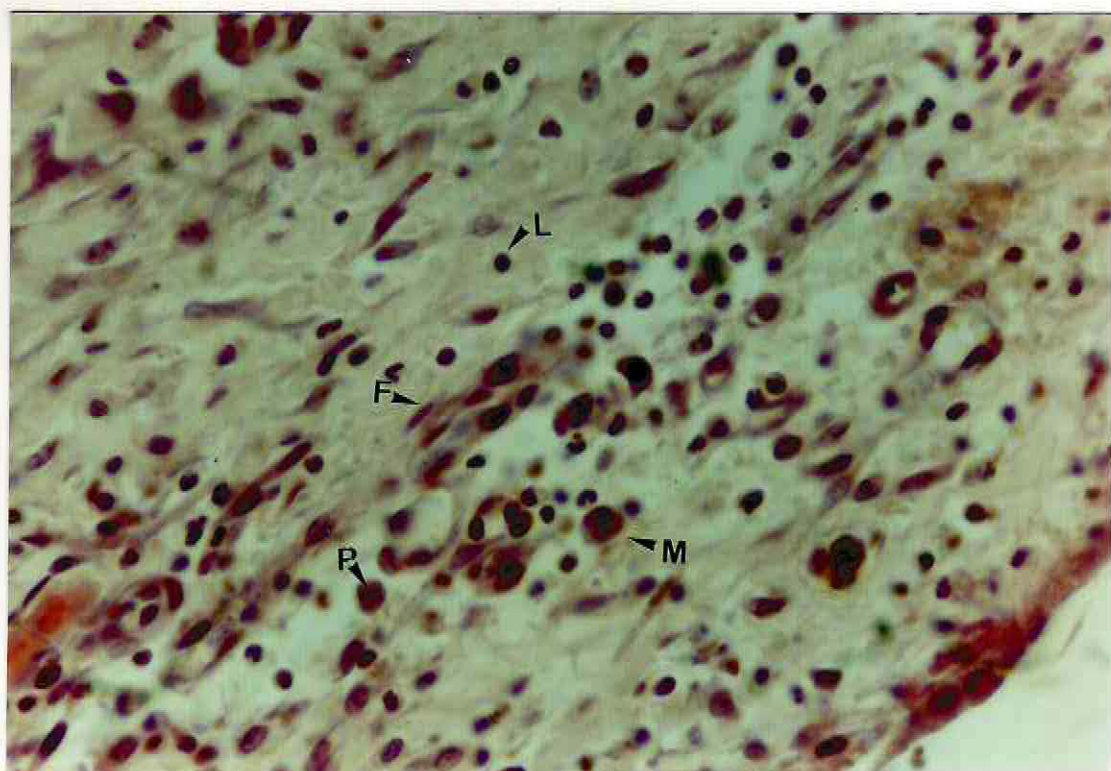


Foto N° 16: Caso 1. Aumento 512 X. Detalle de lo anterior en el cual se aprecia el infiltrado inflamatorio crónico leve, con linfocitos (L), plasmocitos (P), macrófagos (M). Gran cantidad de fibroblastos (F) desordenados. Apariencia de tejido de granulación.

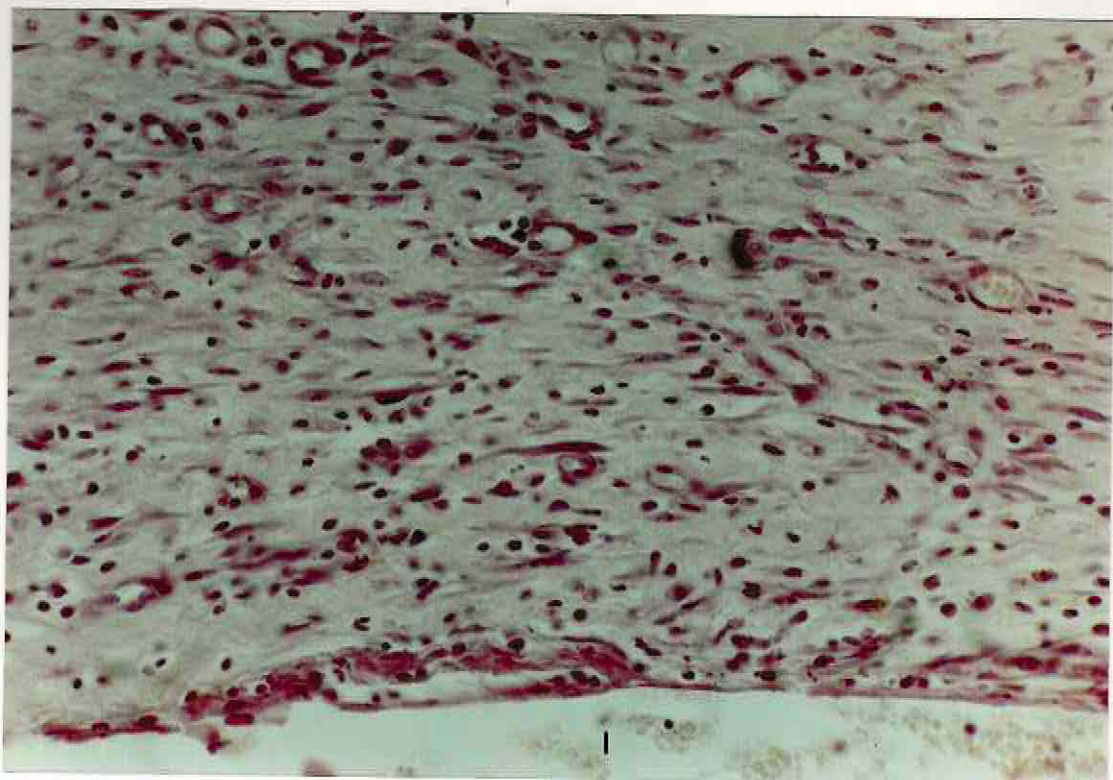


FOTO N° 17 Caso 1. Aumento 320 X.

Zona contigua a la anterior donde se  
aprecian menores signos de inflamación.

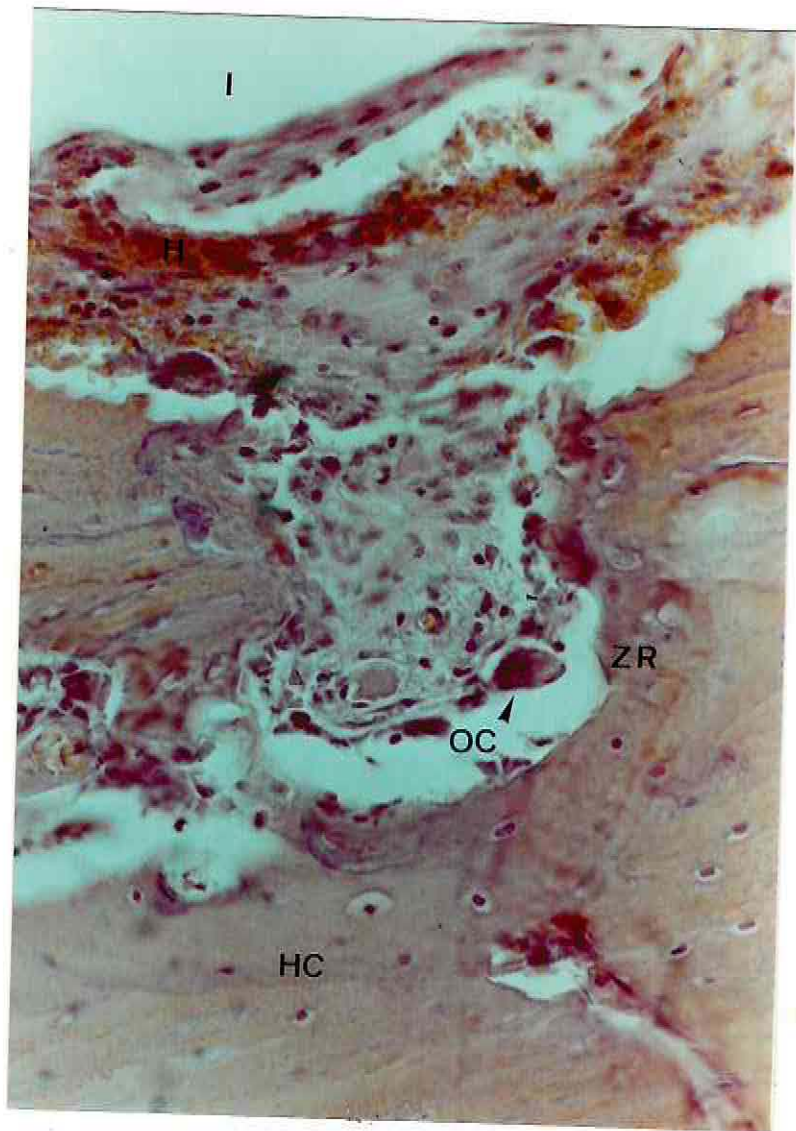


FOTO N° 18: Caso 2. Aumento 512 X. Detalle de zona de reabsorción (ZR) reciente, con presencia de osteoclastos (OC). Se presenta zonas hiperémicas (H) que ayudarán a la reparación. (I) Zona donde se ubicaba el implante con el cemento. (HC) Hueso Cortical. (15 días de post operatorio).

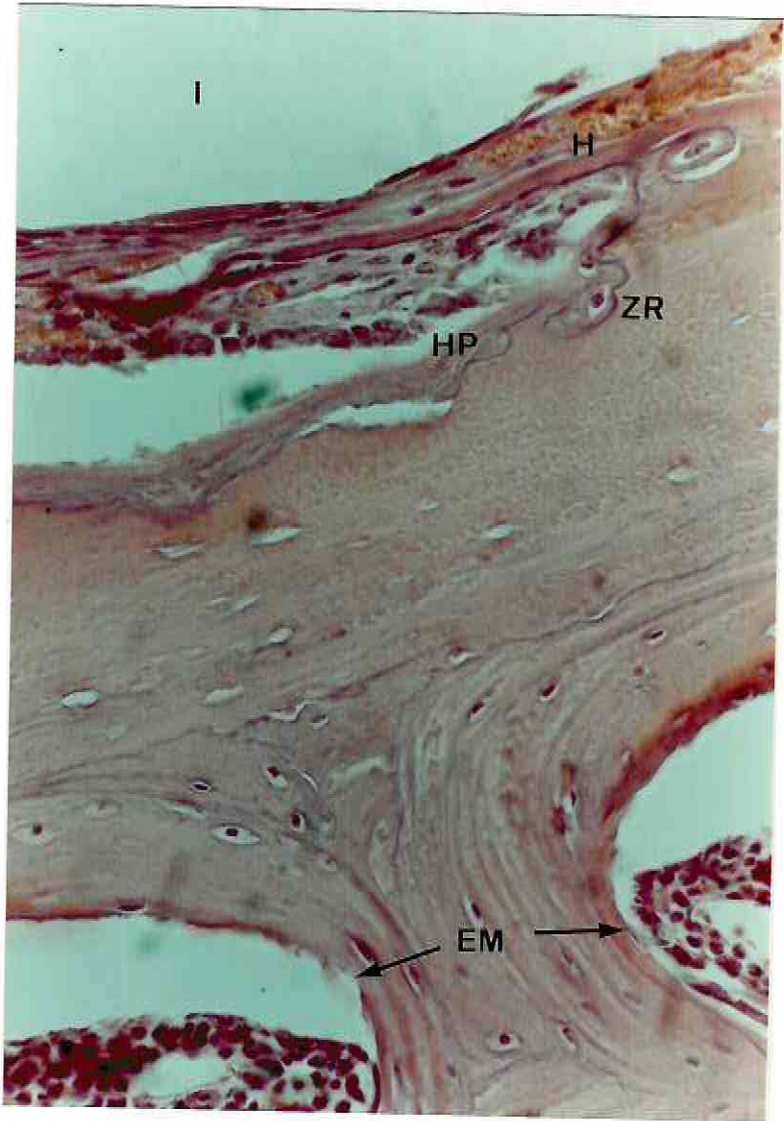


FOTO N° 19: Caso 2. Aumento 320 X. Otra región que muestra pequeñas zonas de Reabsorción (ZR), donde se ha comenzado a producir hueso plexiforme (HP). (EM) Espacios medulares del diploe (I) Zona donde se ubicaba el implante.

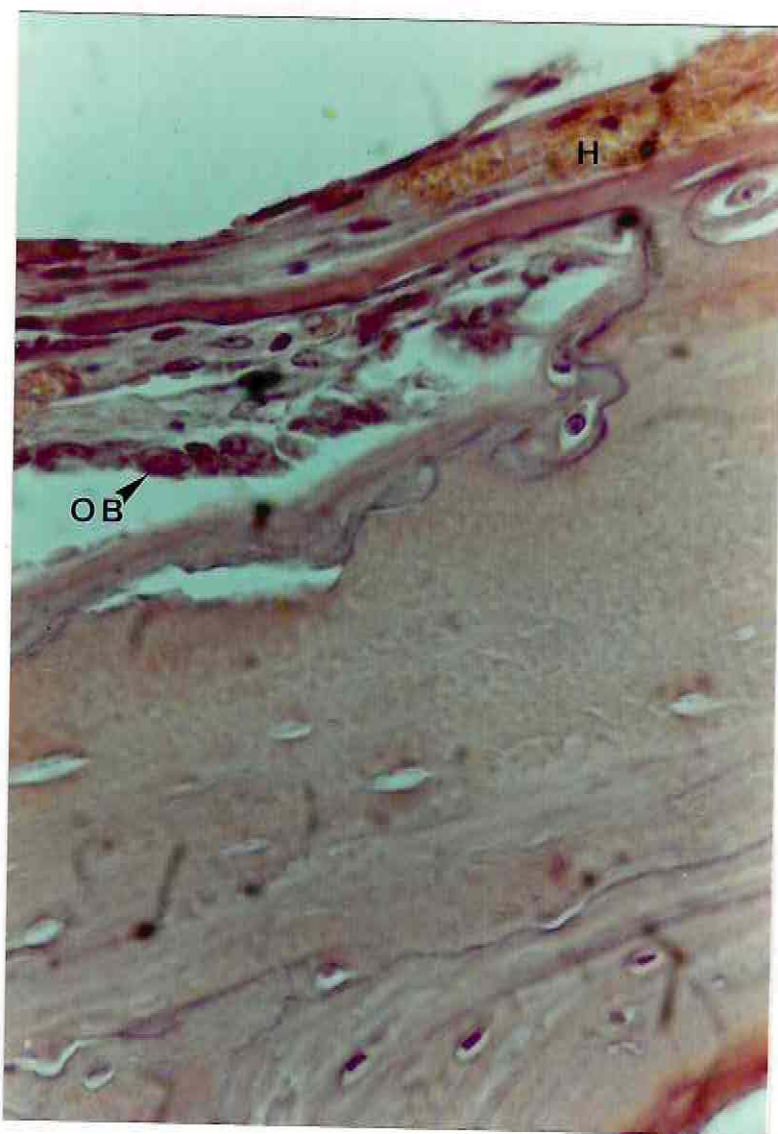


FOTO N° 20: Caso 2. Aumento 512 X. Detalle de lo anterior. Nótese la presencia de osteoblastos (OB) en la zona cercana al hueso plexiforme en formación. También se aprecian fenómenos hiperémicos (H) ayudando la reparación.

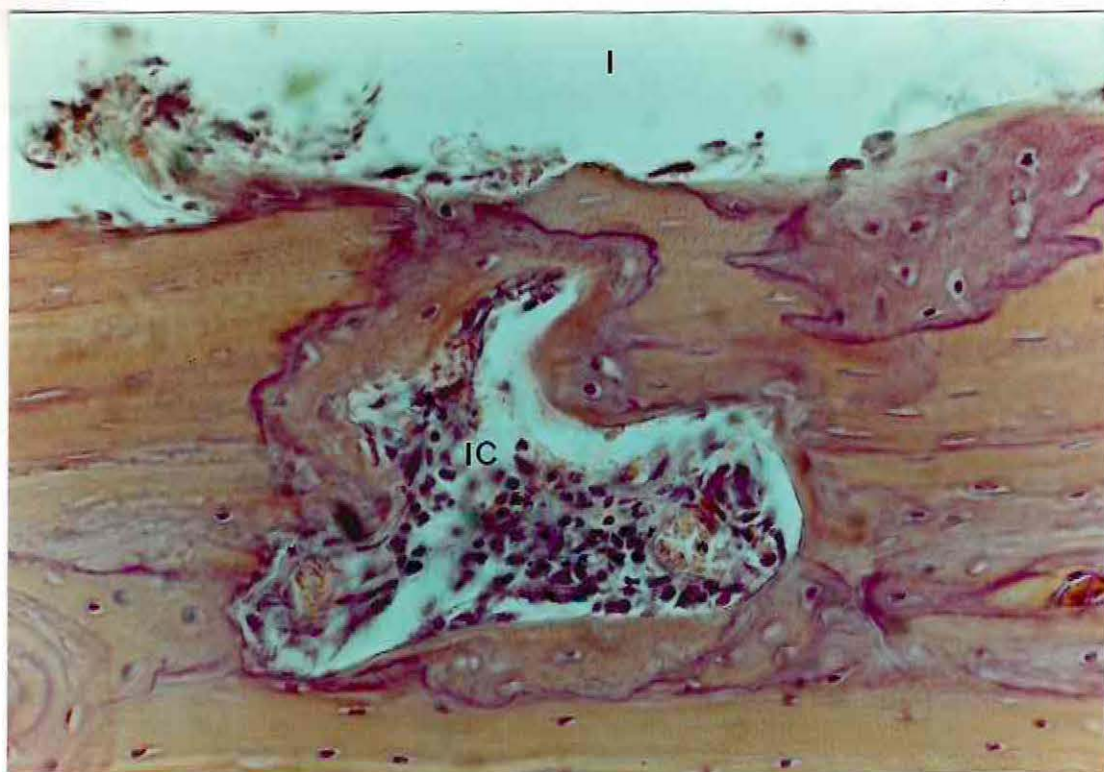


FOTO N° 21: Caso 2. Aumento 320 X. Otra zona de reabsorción, un poco más extensa en vías de reparación. Infiltrado inflamatorio crónico (IC) leve en su centro.

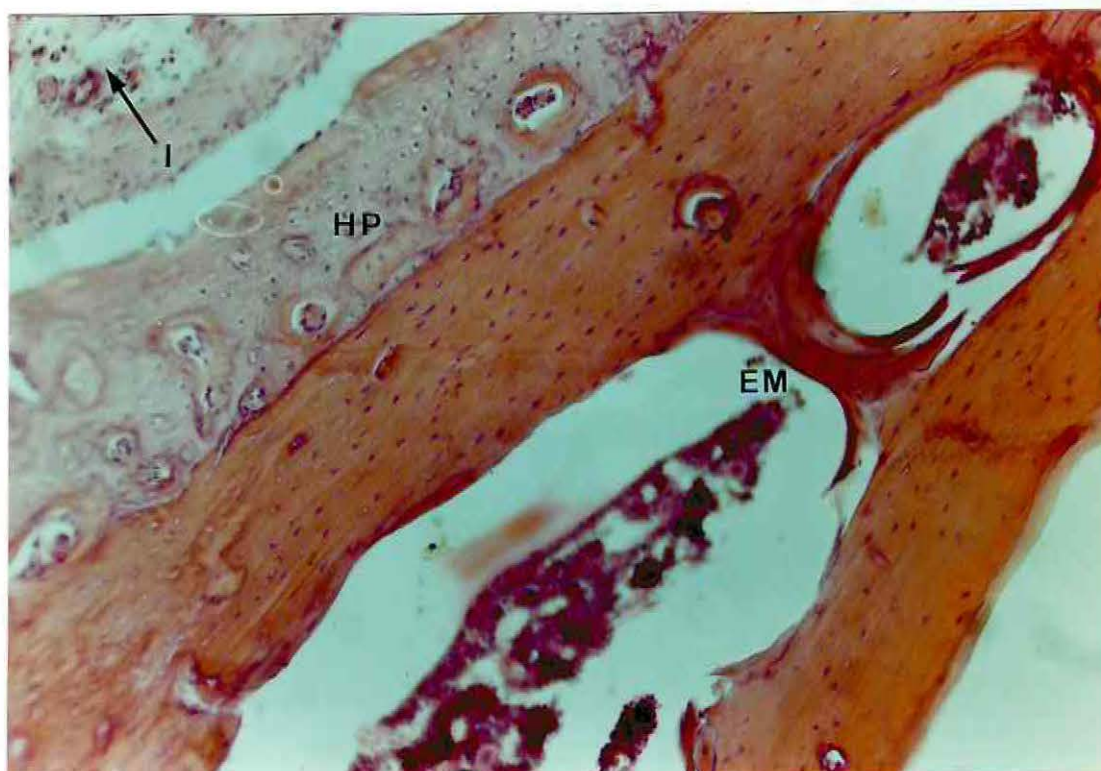


FOTO N° 22: Caso 2. Aumento 320 X. Extensa zona de neoformación de hueso plexiforme (HP). (I) zona donde se encontraba el implante con el cemento acrílico. (EM) Espacios medulares del díploe.

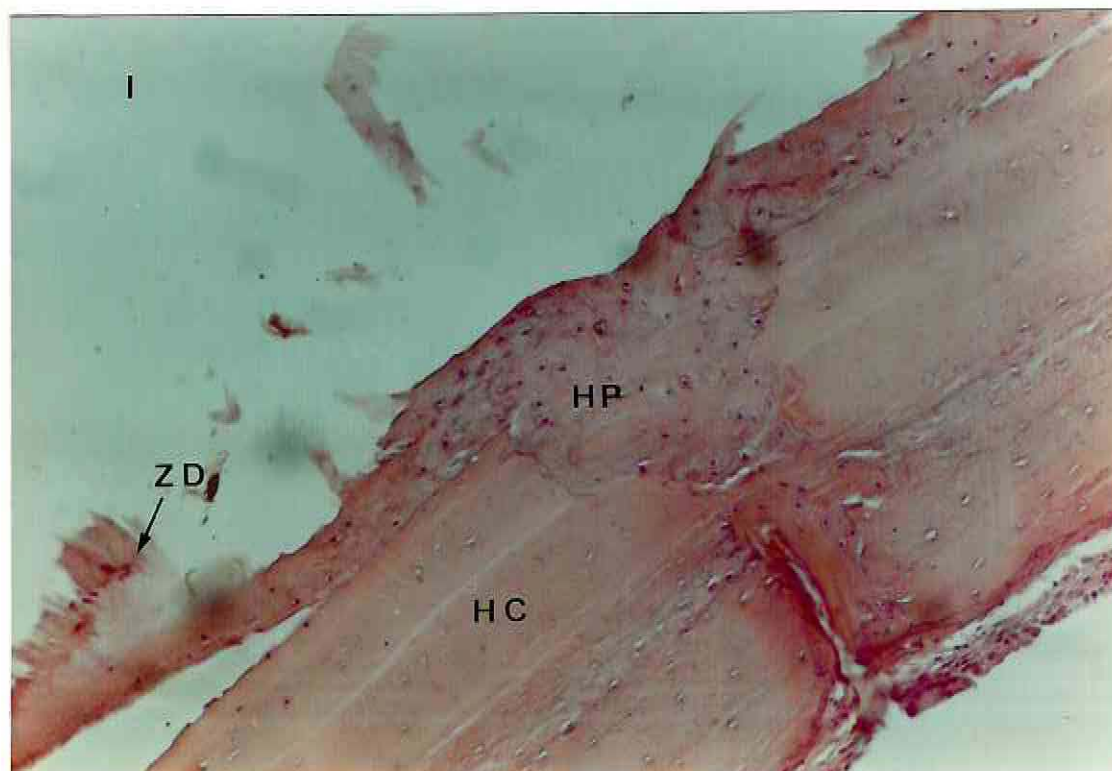


FOTO N° 23: Caso 3. Post operatorio de 120 días.

Aumento 128 X. Zona de formación de hueso plexiforme (HP) bajo la zona donde se encuentra el implante cementado (I). Se aprecian zonas de desprendimiento del implante (ZD). El hueso compacto subyacente (HC) se encuentra normal y sin signos de inflamación



FOTO N° 24: Caso 3. Aumento 320 X.  
Detalle de lo anterior.



FOTO N° 25 Caso 3. Aumento 320 X. Detalle de una zona de desprendimiento del implante. Nótese remanente de matriz colágena (MC) en la superficie del hueso plexiforme (HP).

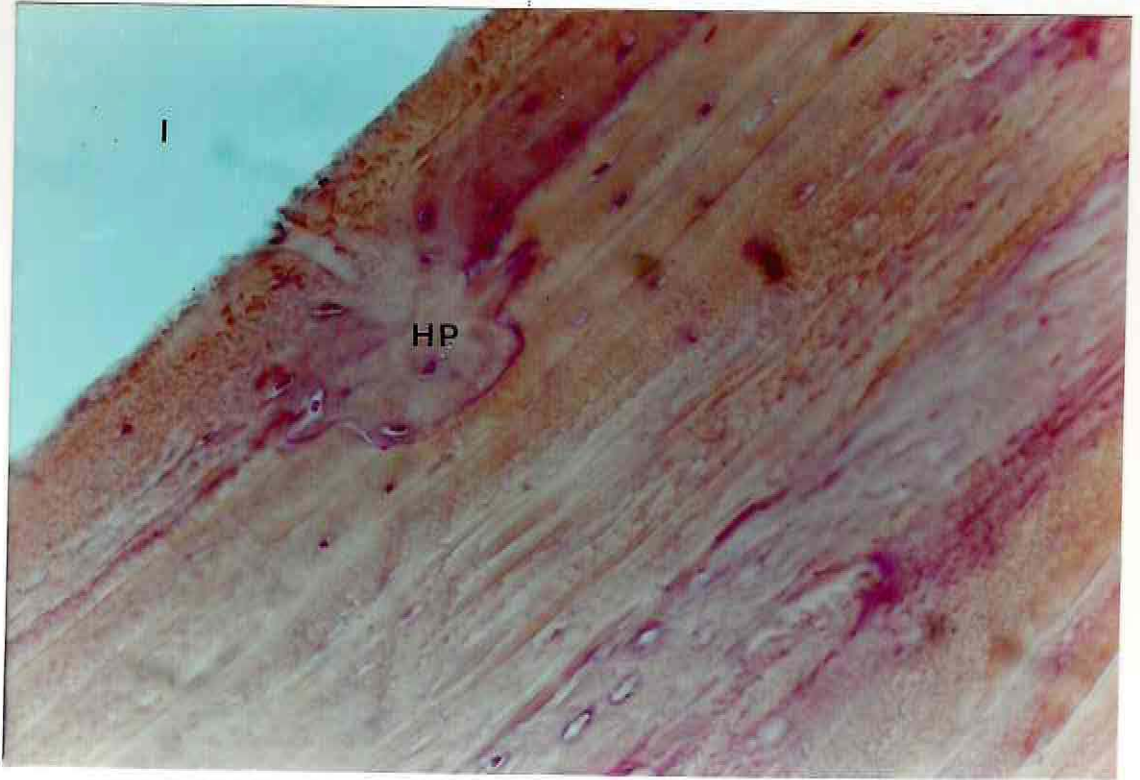


FOTO N° 26. Caso 4. Post operatorio de 120 días.

Aumento 320 X. Semejante al caso 3, con pequeña zona de reabsorción ósea en reparación con hueso plexiforme (HP). No se aprecian signos de inflamación crónica (I) Zona donde se encontraba el implante.



FOTO N° 27. Caso 5. Control de tejido óseo normal mostrando las tres capas  
(A) Aploe. (D) Díploe.  
(EM) Espacio medular.

VI. DISCUSSION

VI. DISCUSSION

## VI. DISCUSION.

Los resultados que se obtuvieron en la prueba mecánica, en la cual se evaluó la resistencia final a la descementación frente a fuerzas deslizantes o de cizallamiento, fueron aceptables en relación al tamaño de los implantes y a la superficie que ocupaban en el tejido óseo, a la cual se encontraban fijados con cemento óseo quirúrgico SUBITON®.

Cabe destacar el hecho de que los resultados observados en el post operatorio mediato (30 días) y alejado (90 días) fueron similares, lo cual nos indica que el cemento óseo quirúrgico SUBITON® no provocó reacciones en el hueso que pudieran haber comprometido la estabilidad del implante (Ej.: Rechazo, osteítis, fenómenos osteoclásticos, etc.).

Teniendo en cuenta que la unión entre el cemento y el hueso es solamente mecánica (8, 31), podemos inferir que el grado de fijación que se puede obtener con este cemento dependerá de las irregularidades que se realicen en la superficie ósea (en hueso compacto) y de la capacidad del cemento de penetrar en éstas (grado de fluidez).

Con respecto a las respuestas tisulares podemos decir que éstas fueron favorables según nuestra pauta de evaluación y se obtuvieron reacciones histológicas similares a las descritas en la literatura, en especial las que

se refieren a formación de hueso plexiforme en el tejido óseo subyacente al cemento.

La evidencia histológica que se obtuvo en los post operatorios mediano y alejado nos indica que la reacción del tejido óseo se iniciaría con una inflamación crónica con signos de leve reabsorción osteoclástica y que con el tiempo cambiaría hacia la neoformación de hueso y aceptación del implante y cemento.

En la literatura se menciona que el calor que se desprende de la masa de cemento acrílico en proceso de polimerización es directamente proporcional al volumen de ésta, pudiendo alcanzar, en grosores importantes, temperaturas superiores a 80°C (8,31), lo que indudablemente produciría daño tisular (2,15,16,24).

En nuestra experiencia no se produjo daño atribuible al calor debido a que las porciones utilizadas fueron pequeñas.

Por último, las respuestas histológicas fueron similares con las dos cantidades de cemento acrílico utilizadas, lo cual se debería a que la diferencia entre estas porciones era también pequeña.

La vida experimentada se despierta que

## VII. CONCLUSIONES Y SUGERENCIAS

De esta experiencia se desprende que:

- El cemento óseo quirúrgico SUBITON<sup>®</sup> tiene un comportamiento aceptable, desde el punto de vista mecánico, como medio de fijación de implantes aloplásticos acrílicos al tejido óseo craneal en rata.

- La biocompatibilidad local del cemento SUBITON<sup>®</sup> es buena desde el punto de vista histológico.

Basados en el buen resultado obtenido con este cemento acrílico en animales de experimentación, creemos que su uso en la reconstrucción de defectos máxilo-faciales en humanos es factible de realizar con buen éxito, para lo cual sería conveniente realizar otras investigaciones previas tales como:

- Determinar el promedio de grosor de hueso cortical de zonas de mayor utilización de implantes máxilo-faciales (mentón, región suborbitaria).

- Determinar la profundidad, la conformación y la densidad aceptables de las irregularidades que se deban realizar en el tejido óseo compacto para permitir una óptima estabilidad frente a fuerzas funcionales y no funcionales.

- Determinar el grado de fluidez aceptable que debe tener el cemento para su mejor penetración en estas

irregularidades.

- Determinar la relación entre volumen de cemento y temperatura producida en la reacción de polimerización.

- Establecer el grado de toxicidad sistémica que se puede producir con implantes de cemento SUBITON<sup>®</sup> de tamaño y ubicación similares a los utilizados en la región máxilo-facial.

## VIII. BIBLIOGRAFIA

- 1) AKAGAWA Y ET AL.: "Tissue reaction to implanted biomaterials".  
The Journal of Prosthetic Dentistry 53: 681-686, 1985.
- 2) ALBREKTSSON T AND ASSOC.: "Osseus Penetration Rate into Implants Pretreated with Bone Cement"  
Arch. Orthop. Trauma Surg. 102: 141-147, 1984.
- 3) ARNIM V, SCHWENZER, VEIGEL W.: "Tratamiento de los defectos faciales post quirúrgicos por medio de la prótesis máxilo-facial".  
Acta Odontológica Venezolana 16: 74-97, 1978.
- 4) BAHAMONDE LA: "Osteogénesis 1986".  
Rev. Chil. Ortop. y Traumat. 27: 139-173, 1986.
- 5) BARRANCOS J.: "Operatoria Dental".  
Editorial Médica Panamericana S.A. Cap. 18,  
pág. 563-564, 1981.
- 6) BAUMHAMMERS A ET AL.: "Remodeling of Alveolar Bone".  
Int.Dent.J. 16: 439 - 442, 1966.
- 7) CROUT D ET AL.: "Methylmethacrylate Metabolism in Man".  
Clin. Orthop. and Related Research 141: 90-95, 1979.
- 8) DENSPLY, CMW LABORATORIES: Folleto de instrucciones de: "CMW, Orthopaedic Bone Cement type 1"  
CMW Laboratories Limited. London, England.

- 9) FRANKLIN H, RAUGHERTY TW, IVINS J C:  
"The Adjunctive Use of Methylmethacrylate in  
Fixation of Pathological Fractures"  
J. Bone and Joint Surg. 56-A: 40-47, 1974.
- 10) GALANTE J.: "Overview of Current attempts to  
eliminate methylmethacrylate".  
HIP, Cap. 9 Pág. 370-995, 1972.
- 11) GONZALEZ I.: "Materiales utilizados en prótesis  
faciales". Trabajo de investigación requisito  
para optar al título de cirujano-dentista.  
Universidad de Chile. 1982.
- 12) GROOT K D: "Implant Materials in Dentistry".  
Med. Prog. Technol. 9: 129-136, 1982.
- 13) GROSS U, STRUNZ V: "The interface of various  
glasses and glass ceramics with a bony implantation  
bed"  
J. Biomed. Materials Research 19: 251-271, 1985.
- 14) GRUEN T, SARMIENTO A.: "Key references in  
biomaterials: Bone-Biomaterial interface in  
orthopedic joint implants".  
J. Biomed. Materials Research 18: 577-599, 1984.

- 15) HARRINGTON KD AND ASSOC.: "The Use of Methylmethacrylate for Vertebral Body Replacement and Anterior Stabilization of Pathological Fracture-Dislocations of the Spine Due to Metastatic Malignant Disease"  
J Bone and Joint Surg. 63-A: 36-46, 1981.
  
- 16) HARRINGTON KD AND ASSOC.: "The Use of Methylmethacrylate as an Adjunct in the Internal Fixation of Malignant Neoplastic Fractures".  
J. Bone and Joint Surg. 54-A: 1665-1676, 1972.
  
- 17) HERNDON JH ET AL.: "Effects of Methylmethacrylate on liver function in patients undergoing total hip or total knee replacement"  
Surg. Gynecol. and Obstetrics 150: 177-183, 1980.
  
- 18) JAFFE WL AND ASSOC.: "On the Stability of the Mechanical Properties of Self-Curing Acrylic Bone Cement".  
J. Bone and Joint Surg. 56: 1711-1714, 1974.
  
- 19) JOHNSON L., ROMERO S.: "Estudios del efecto del tiopental sódico y pentobarbital en ratón, rata, conejo y cobayo del bioterio del Instituto de Salud Pública de Chile.  
Boletín del Instituto de Salud Pública de Chile 25: 17-20, 1984.

- 20) KLEIN DJ, SHAPIRO PA: "Soft tissue reaction to and autologous root implant"  
The Journal of Prosthetic Dentistry 52: 82-87,  
1984.
- 21) KRUGER GO: "Cirugía Buco-Máxilofacial".  
Editorial Médica Panamericana, 5a. Edición Cap.22  
Pág.: 431-434, 1982.
- 22) LEWIS DH, CASTLEBERRY DJ.: "An assessment of recent advances in external maxillofacial materials"  
The journal of Prosthetic Dentistry 43: 426-432,  
1980.
- 23) MARROCO CA: "Implantodontología". En "Cirugía Máxilo Facial" de J.A. Oribe.  
López Libreros Editores. 2<sup>a</sup> Edición.  
Cap. 11. Pág. 263, 1987.
- 24) MARTIN JW ET AL: "Cranial implant modification"  
The Journal of Prosthetic Dentistry 52: 414-416,  
1984.
- 25) McAFEE PC ET AL: "Failure of stabilization of the spine with methylnmethacrylate".  
J Bone and joint Surg. 68-A: 1.145-1.157, 1986.
- 26) McLAUGHLIN RE ET AL: "Blood Clearance and Acute Pulmonary Toxicity of methylnmethacrylate in dogs after simulated arthroplasty and intravenous

- injection"  
 J Bone and joint. Surg. 55-A: 1621-1628, 1973.
- 27) MEYER PR ET AL: "On the setting properties of acrylic bone cement".  
 J Bone and joint Surg. 55-A: 149-156, 1973.
- 28) MILLER GP ET AL: "Comparative biologic responses: to various methylmethacrylate bone substitutes"  
 The Journal of Prosthetic Dentistry 36: 95-100, 1976
- 29) MOORE DJ ET AL: "Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics"  
 The Journal of Prosthetic Dentistry 38: 319-326, 1977
- 30) O'BRIEN W, RYGE G: "Materiales dentales y su selección"  
 Editorial Médica Panamericana S.A.  
 Cap. 7 Pág.: 73-74. 1980
- 31) PROTHOPLAST®: Folleto de instrucciones de "SUBITON® QUIRURGICO con radiopaco incorporado. Cemento acrílico estéril para fijaciones y reconstrucciones óseas".  
 PROTHOPLAST® S.A.I.C.  
 Buenos Aires, Argentina.

- 32) ROEFS AJM ET AL: "Factors related to the acceptance of facial prostheses".  
The Journal of Prosthetic Dentistry 52: 849-852, 1984.
- 33) ROMERO S, VILLOUTA G, TORRES X.: "Valores hematológicos de cobayo, conejo, rata y ratón del Bioterio del Instituto de Salud Pública de Chile"  
Boletín del Instituto de Salud Pública de Chile 25: 11-16, 1984.
- 34) SABIN H.: "Cranial implant problems"  
The Journal of Prosthetic Dentistry 34: 659-665, 1975.
- 35) SOPENA: "Diccionario Manual Sopena":  
Editorial Ramón Sopena S.A., 1969.
- 36) SCHULMAN A ET AL: "Composite materials for dental implants"  
Oral Surg. 40: 183-193, 1975.
- 37) SVARE CW ET AL: "Coated versus non-Proplast-coated endosseous blade-vent dental implants"  
Oral Surg. 40: 2-7, 1975.
- 38) TAICHER S ET AL.: "Acrylic resin stents for marsupialization"  
The Journal of Prosthetic Dentistry 54: 818-819, 1985.

- 39) TAILOR C, MURPHY W; SMITH E.: "Intraarticular Methylmethacrylate: a complication of hip surgery" American Roentgen. Ray Society 131: 1055-1057, 1978.
- 40) THOMAS GP ET AL: "Biocompatibility evaluation of resins in hamsters" The Journal of Prosthetic Dentistry 53: 428-430, 1985.
- 41) UCHIDA S.: "A histopathologic comparison of the tissue reaction to prosthetic materials in the knee joint of rats" Orthopaedics 8: 1276-1280, 1985.
- 42) VAZEERY AK, SKEIE S, ANDA O: "Changes in cardiac output and sistemic arterial pressures after insertion of acrylic cement during trimetaphan sodium nitroprusside and glycerol trinitrate-induced hypotension" Br. J. Anaesth. 55: 783-790, 1983.
- 43) WELSH P AND ASSOC.: "Surgical Implants" J. Bone and Joint Surg 53-A: 963-977, 1971.
- 44) WHITE HILL ET AL: "Induction and characterization of Methylmethacrylate cement into the posterior part of the cervical spine of the dog" J. Bone and Joint Surg. 70-A: 30-37, 1988

- 45) WILSON ET AL: "Total hip replacement with fixation by acrylic"  
J Bone and Joint Surg. 54-A: 207-235, 1972.
- 46) WILTSE LL AND ASSOC.: "Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopaedic surgery"  
J. Bone and Joint Surg.: 39-A: 961-972, 1957.
- 47) WILLERT HG, LUDWIG J, SEMLITSCH M:  
"Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty"  
J Bone and joint Surg. 56-A: 1368-1382, 1974.

