



11211
13_{29.}
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
HOSPITAL CENTRAL SUR DE ALTA ESPECIALIDAD
PETROLEOS MEXICANOS
"PICACHO"

COMPORTAMIENTO HISTOPATOLOGICO
DEL POLIPROPILENO Y POLIESTER
COMO SUBSTITUTO DE HUESO.

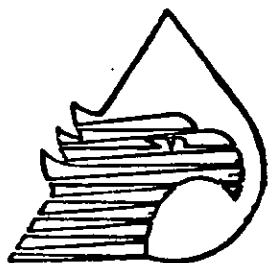
TESIS DE POSTGRADO

PARA OBTENER EL TITULO EN:

ESPECIALISTA EN CIRUGIA PLASTICA,
ESTETICA Y RECONSTRUCTIVA

P R E S E N T A

DR. CUAHUTEMOC MARQUEZ ESPRIELLA



MEXICO, D. F.

NOVIEMBRE DE 1998
268852

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas

Tesis Digitales

Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

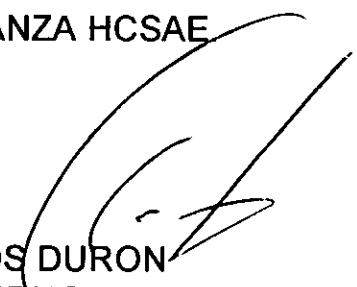
El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición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



DR. GUILLERMO HERNANDEZ MORALES
DIRECTOR HOSPITAL CENTRAL SUR
DE ALTA ESPECIALIDAD PEMEX "PICACHO".



DRA. JUDITH LOPEZ ZEPEDA
JEFE DEL SERVICIO DE ENSEÑANZA HCSAE



DR. LUIS ERNESTO RAMOS DURON
JEFE DEL SERVICIO DE CIRUGIA
ESTETICA Y RECONSTRUCTIVA HCSAE.

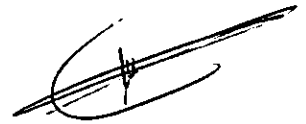


ASESORES

DR. LUIS ERNESTO RAMOS DURON

DR. JAVIER CARRERA GOMEZ

DR. EDUARDO GUTIERREZ SALGADO

A large, stylized handwritten signature in black ink, likely belonging to Dr. Luis Ernesto Ramos Duron. The signature is composed of several sweeping, interconnected strokes.A smaller, more compact handwritten signature in black ink, likely belonging to Dr. Eduardo Gutierrez Salgado. It features a distinct loop and a sharp upward stroke.

COMPORTAMIENTO HISTOPATOLOGICO
DEL POLIPROPILENO Y POLIESTER
COMO SUBSTITUTO DE HUESO.



HOSPITAL CENTRAL SUR
DE ALTA ESPECIALIDAD
PEMEX "PICACHO"

AGRADECIMIENTOS

**A MI PADRE:
QUIEN ME ENSEÑO QUE LA
HUMILDAD ES LA BASE DE
NUESTRA VIDA.
GRACIAS PAPA.**

**A MI MADRE:
GRACIAS POR SU CARÍÑO, AMOR Y FE.**

**A MIS HERMANOS:
POR SU APOYO Y CARÍÑO,
GRACIAS.**

**A MIS MAESTROS:
GRACIAS POR ENSEÑARME
NO SOLO LA CIENCIA,
SI NO HASTA LA EXPERIENCIA
DE SUS VIDAS.**

**A MARYCRIS:
GRACIAS POR SU AMOR,
APOYO Y PACIENCIA.**

**A JUANA MARIA:
GRACIAS POR TU APOYO
INCONDICIONAL Y TU AFECTO.**

AGRADECIMIENTOS

 DRA. CARMEN BERUMEN
ADSCRITO SERVICIO DE PATOLOGIA
HCSAE.

 DR. VICENTE GUZMAN
JEFE DE SERVICIO DE BIOTERIO
HCSAE.

 DRA. TERESITA SILVA DIAZ
ADSCRITO A EL SERVICIO DE
CIRUGIA PLASTICA, ESTETICA
Y RECONSTRUCTIVA DEL HCSAE.

INDICE

Capitulo	Descripción	Página
I	INTRODUCCION	1
II	ANTECEDENTES	2
III	JUSTIFICACION	16
IV	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	17
V	OBJETIVO GENERAL	18
VI	OBJETIVOS ESPECIFICOS	18
VII	HIPOTESIS	19
VIII	MATERIAL	20
IX	ASPECTOS ETICOS	21
X	CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	21
XI	METODOLOGIA	23
XII	RESULTADOS	27
XIII	CONCLUSIONES	36
XIV	BIBLIOGRAFIA	38
XV	ANEXOS	45

I - INTRODUCCION

. Ante la necesidad del contorno y relleno de algunas partes del cuerpo humano, desde hace varios siglos se han utilizado materiales autólogos, los cuales aumentan el tiempo quirúrgico y dejan secuelas en el sitio donador, incrementando la morbilidad, no obstante siguen siendo aún el material ideal para cualquier reconstrucción; El uso de materiales aloplásticos ha sido utilizado por diversas especialidades disminuyendo su tiempo quirúrgico, y evitando secuelas en los sitios donadores para las reconstrucciones.

Esto ha obligado a la búsqueda de materiales que minimicen reacciones severas de histocompatibilidad y que en un determinado momento sean osteoconductores o que tengan buena incorporación ósea.

En este estudio, se valorará la histocompatibilidad del polipropileno y poliéster (codubix), así como su incorporación ósea

II - ANTECEDENTES

El tejido óseo es uno de los más resistentes y rígidos del cuerpo humano. Es constituyente principal del esqueleto, sirve de soporte para las partes blandas y protege órganos vitales, como los contenidos en la caja torácica y en el conducto raquídeo, Aloja y protege la médula ósea, proporciona apoyo a los músculos esqueléticos (26) La matriz ósea.

La matriz ósea:

Esta formado por células y material intercelular calcificado.

Las células son:

- 1.- osteocitos los cuales se sitúan en el interior de la matriz
- 2.- osteoblastos productores de la parte orgánica de la matriz
- 3.- osteoclastos células gigantes multinucleadas, relacionadas con la reabsorción ósea, que participan en los procesos de remodelación ósea.

Todos los huesos están revestidos en sus superficies externas e internas por membranas conjuntivas: el periostio y endostio respectivamente.

Histológicamente hay dos tipos de tejido óseo.

- 1.- Inmaduro ó primario que es el tejido óseo que se forma.
- 2.- Maduro ó secundario ó lamelar encontrado generalmente en el adulto.

El tejido óseo se forma por dos procesos llamados:

- A.- Osificación intramembranosa, que ocurre en el seno de la membrana conjuntiva.
- B.- Osificación Endocondral que se inicia sobre un modelo cartilaginoso, que se destruye gradualmente, y es substituido por tejido óseo que se forma a partir de las células que derivan del conjuntivo adyacente. Después del proceso de osificación se inicia el de reabsorción (26).

Durante el crecimiento del hueso existe una combinación de formación y remoción de tejido óseo, en el adulto ocurre esto en un ritmo más lento(26).

El autoinjerto óseo ha sido siempre el mejor material de implantación y debería seguir siendo empleado, cuando es posible su obtención, con preferencia a los materiales sintéticos (8,15). Israel describe el uso de transplante óseo de tibia para rinoplastia de aumento en 1896, Von Mangold reporta uso de cartilago costal en 1900. Mowlem en 1950 describe la utilización de injertos óseos sobrepuestos para restaurar el contorno facial (25).

La desventaja en utilizar tejido óseo autógeno radica en la restricción disponible del sitio donador, expone a los pacientes a un segundo riesgo quirúrgico y resorción ósea (25).

Existen reportes en la literatura donde se emplean autoinjertos óseos vascularizados para la oseointegración en reconstrucciones craneofaciales, entre ellos destacan los colgajos de escápula, cresta iliaca, peroné y radio, destacandose la cresta iliaca y el colgajo de peroné por sus dimensiones adecuadas para su implantación (12, 40).

En el niño se han utilizado, en forma satisfactoria autoinjertos óseos de hueso membranoso para la reconstrucción de defectos craneofaciales con una sobrevida mucho mayor al hueso endocondral del iliaco. Roche en 1953 fue el primero en utilizarlos en función a la edad de crecimiento(22).

Se han realizado muchos intentos para emplear materiales aloplásticos como injertos óseos. Las propiedades del sustituto ideal fueron precisadas por Scales en 1953 (15).

- No ser modificados por tejidos blandos
- No causar reacciones inflamatorias
- No provocar estados de alergia ó hipersensibilidad
- Químicamente inertes
- No ser carcinogénico
- Ser capaz de soportar esfuerzos y tensiones.
- Puede ser moldeado en la forma deseada
- Ser esterilizable.
- No deben ser traslúcidos radiológicamente. A menos que sean substituidos ó rellenos con hueso de neoformacion

Existen ciertas medidas de precaución que debe tener presente el cirujano que desee emplear materiales aloplásticos.

- Procurarse una completa descripción del mismo.
- Adquirir material puro. (Aun siendo copolímeros).

Luego de injertar el hueso, la mayoría de las células en el centro del injerto (mayor de 2mm), se mueren y el remplazo de éste con hueso nuevo, es la osteoconducción. La osteoinducción es el proceso por el cual, las células indiferenciadas mesenquimatozas son estimuladas a diferenciarse en células formadoras de hueso. Este estímulo es dado por una proteína morfogenética de

hueso (BMP). Capaz de evocar respuesta en diferentes especies animales, es desnaturalizada por autoclave y radiación (8,34,35)

Ugo Ripamonti en 1993 reporta reconstrucciones de defectos de calvario en modelos animales de primates adultos utilizando esta proteína morfogenética de hueso además de matriz ósea desmineralizada, observándose abundante cartílago y diferenciación ósea, concluyéndose un cierre completo de los defectos craneofaciales (3,4,9)

Históricamente los mecanismos de inducción ósea a partir del implante aloplástico eran del dominio de los ortopedistas en el siglo pasado. A Urist en 1960 se le atribuye ser el pionero en la investigación de la desmineralización ósea, él y su grupo desarrollan métodos de cultivo para crecimiento óseo con sus respectivos factores de diferenciación llamados proteína morfogenética ósea (BMP). Glowacki y Mulliken en 1981 aplican hueso alogénico desmineralizado para favorecer osteoinducción en cirugía craneomaxilofacial. La BMP es bien tolerada y produce menos reacciones adversas. Los defectos congénitos y post-traumáticos craneofaciales fueron tratados con autoinjerto óseo por Obwegeser en 1978. El empleo de materiales aloplásticos, tales como los acrilatos por Robinson y Macalister en 1954 y polietileno por Lacey y Antonyshyn en 1993 con la desventaja de infección tardía postoperatoria. Para evitar esto Sayler en 1983 aplica BMP más cartílago liofilizado resultando en la completa reparación de defectos óseos craneofaciales a los dos meses postoperatorio (35)

A diferencia del injerto óseo el hueso vascularizado se comporta como un colgajo, mantiene la viabilidad celular y cicatriza de manera análoga a una fractura simple. Se han hecho reportes experimentales y clínicos con bastante éxito. (12, 21, 39).

Buscando materiales osteogénicos entendidos como aquellos con potencialidad de osteoconducción y/o osteoinducción (8) para corregir defectos óseos congénitos o traumáticos, se han utilizado infinidad de materiales aloplásticos entre ellos silicón, proplas, metilmetacrilato, de los cuales destacan la hidroxiapatita, BOP y en la actualidad la malla de polipropileno y poliéster. El presente estudio comprobará la histocompatibilidad de la malla de polipropileno y poliéster . (5 y 30)

En 1930 se hace extensiva la investigación de obtener materiales aloplásticos para implantación en humanos. En 1950 aparecen varias formulaciones de silicones, poliamidas, metacrilatos y otros polímeros. LaVern y Baberio publican un estudio de la reacción tisular que provoca el politetrafluoroetileno (teflón).

En 1949 Stucker y Beekhuis reporta su experiencia con mallas de poliamida, (Supramid), Parkes, Kamer y Epstein con polietrafluoroetileno (Proplast) y Rubin con polietileno poroso de alta densidad (Medpor) (25)

Mass, Mervin y Wilson en 1990 reportan su experiencia en comparar materiales aloplásticos para aumento del contorno facial, entre ellos tenemos al Proplast, Medpor, Supramid y al Silastic (23 y 25). Ferraro e 1979 reporta su experiencia con fosfato cálcico como sustituto óseos en perros (10). Médicos del Hospital Juárez de México aportan a la medicina un nuevo material llamado Massi-Epoxi que permite reconstruir la anatomía del cráneo y columna vertebral, compuesto de calcio, sílice y resina epoxica realizándose la primera cirugía en humanos en 1986 (32)

La hidroxiapatita consiste en una extensa familia de sólidos con una síntesis de 39.9% de calcio 18% de fosfato de hidroxilo y una relación calcio fosfato de 1.67, hay diferencia biológica con el hueso por pequeñas cantidades de CO_3 , Mg, Na, F y Cl. Es generalmente fabricada por una solución acuosa sintetizada a $1110^\circ - 1300^\circ \text{C}$ y da como resultado por cristalización Apatita. En ausencia de agua la hidroxiapatita puede ser fabricada por difusión sólida o precipitación, como implante en su forma densa o porosa (26)

En 1984 se produjo el primer sistema dental de implantación cubierto con hidroxiapatita (H.A), para la reconstrucción protésica de maxilares y mandíbula total o parcialmente edéntulos. Varios autores reportan que la H.A. es un producto cerámico de fosfato de calcio biocompatible por completo y no tóxico. Es un material policristalino no poroso y denso que se convierte en parte integral del

tejido óseo vivo. Entre el hueso y hidroxiapatita se produce una estructura tipo puente, conocida como apatita biológica. (37)

El empleo de la H.A. en modelos animales y en la clínica esta bien documentado. Mohamed y colaboradores en 1990 reportan un estudio en mono Rhesus donde comparan el uso de Proplast y H.A. no porosa para aumento facial, colocados subperiosticamente sobre las áreas cigomática y mandibular, de un lado se implanta el Proplast y de lado contralateral bloques de hidroxiapatita. La evolución clínica mostró que el Proplast tiene mas encapsulación, reacción fibrosa y granulomatosa , no visto en la hidroxiapatita. (29)

Miller utiliza un modelo animal en conejos implantando hidroxiapatita preparada con proteína osteoinductiva, como alternativa de inducción ósea para corregir defectos peridontales y cirugía craneofacial (28). Ripamonti emplea el mismo compuesto en mandriles con resultados excelentes (33). Alpaslan mide la reacción tisular de la hidroxiapatita implantada subperiosticamente y fuera del periostio, observando gran reacción granulomatosa en ésta última. (1)

Holmes demuestra regeneración ósea en implantes de hidroxiapatita no porosa a los dos meses y hueso madura lamelar a los seis meses (31). Se informa en la literatura el empleo de prótesis de hidroxiapatita en combinación de material de titanio para reconstrucción mandibular (9, 16)

La aplicación clínica de la hidroxiapatita porosa o en gránulos incluye implantes para defectos peridontales, defectos postraumáticos, congénitos, cirugía ortognática y craneo-maxilofacial. (3, 6, 14, 17, 18, 19, 20 y 36).

El BOP es un copolímero compuesto de 40% de metilmetacrilato y N-vinil-pirrolidona, y se utiliza con alguno de los siguientes elementos o ambos: Gluconato de Calcio 10% y Fibras de poliamida-6 50% (2, 7, 38)

Sus propiedades físicas importantes son: (7)

- No rechazo en pacientes.
- Excelente medio de incorporación en el tejido óseo.
- Complemento de insuficiencia ósea autógena y elimina el dolor en la segunda operación como autoinjerto.
- No es exotérmico.
- Radiolúcido.
- Viene en paquete estéril.
- Fácil de moldear.
- Se puede utilizar conjuntamente con tejido óseo autógeno, con implantes y otras formas de fijación interna.
- Fácil de almacenar, duración de 5 años.
- Osteoconducción.

En la U. R. S. S. se ha empleado el BOP en numerosos procedimientos ortopédicos y en la columna vertebral de seres humanos desde su aprobación en 1979, en toda Europa Occidental durante los últimos 10 años, en U. S. A. y en México desde hace 7 años. El BOP tiene mucho más ventajas que el metal, los autoinjertos y aloinjertos óseos. Como sustituto de un injerto óseo elimina muchos de los problemas residuales que se producen en el sitio donante, además de prevenir la transmisión de enfermedades contagiosas en aquellos individuos para los que se utiliza el banco de huesos. En ortopedia se ha venido utilizando para rellenar cavidades dejadas por quistes benignos, en aquellos lugares donde hay pérdida ósea a raíz de fracturas, perforaciones iatrogénicas y defectos necróticos creados por los implantes metálicos. En la actualidad se han evaluado usos nuevos, incluidos artoplastías de las caderas en niños y osteotomías, ligamentoplastías que emplean las fibras de BOP para fortalecer los ligamentos interespinosos de las vertebrae lumbares inferiores y tratamiento de fracturas femorales (2, 4, 7, 18)

El uso de la malla de polipropileno y poliéster (codubix) se inicia en 1980, evaluado por el Departamento de Cirugía Experimental e Investigación en materiales aloplásticos en la Academia de Medicina en Wroclow Polonia, por la Clínica de Neurocirugía de Enfermedades del Sistema Nervioso y Organos Sensitivos de la Academia de Lodz Polonia y por el Instituto de Ortopedia y Traumatología, Neurocirugía de la Academia Militar de Varsovia, Polonia.

Como resultado se obtiene una aprobación sanitaria para uso quirúrgico en Polonia, otorgado por el Ministerio de Salud.

Existen publicaciones sobre riesgos, complicaciones y resultados desfavorables con dichos implantes, esencialmente formación de abscesos. (41) y (42)

CARACTERISTICAS DE LOS MATERIALES

Los materiales idóneos substitutos de hueso, deben ser inertes biológica, química y físicamente, es decir no deben provocar ninguna reacción inmunológica (química o física) durante su esterilización, ni después de ser injertados. Duros, ligeros y resistentes a golpes.

Deben permitir una fácil modelación de forma y curvatura, además de la penetración de los vasos, en cercanías del injerto, para disminuir la facilidad de infección y mejora la nutrición de tejidos adyacentes. En el caso de los niños, el material debe crecer con el cráneo.

Estos materiales no deben ser traslúcidos radiologicamente, absorbidos después del paso del tiempo, ni conductores de temperatura, a menos que fuesen gradualmente substituidos por hueso neoformado.

CODUBIX (MALLA DE POLIPROPILENO Y POLIESTER)

95% de fibra de polipropileno.

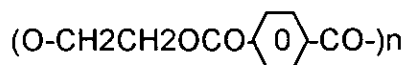
5% de fibra de poliester.

PROPIEDADES FISICAS

- Resistencia a la Elongación 20%, pasando esta resistencia puede fracturarse.

- Poliester composición Química.

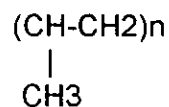
El polietilenteraftalato PET, también es conocido por los nombres comerciales de Mylar, Dacrón y Terylene, su unidad monumerica es:



Su Tg (Transicion Vitrea) es de 69°C, la Tm (Transición de Fusión) es de: 270°C. Este polímero tiene una estructura de cadena más rígida que el polipropileno debido al anillo que contiene.

- Polipropileno composición Química.

El polipropileno PP tiene como unidad monumerica la siguiente:



Este polímero tiene una temperatura de fusión Tm=176°C y una temperatura de transición vitrea Tg=13°C

VENTAJAS CLINICAS DEL CODUBIX, POLIESTER Y POLIPROPILENO *

- 1) Tienen gran resistencia.
- 2) No se deforma bajo fuerzas externas.
- 3) Bajo peso
- 4) No es tóxica
- 5) Continuidad estructural incorporacion osea.
- 6) Buena tolerancia del organismo.
- 7) Oseo-conducto.
- 8) Radio lucido
- 9) Puede clasificarse como sustituto de hueso natural
en huesos planos

*Según Dr. en Ciencias de Medicina Zbigniew Kotwica.
Cátedra y Clínica de Neurocirugía de la Academia de Medicina en Lodz:
Polonia
Tesis para el Doctorado en Ciencias de Medicina.
Lodz, Polonia 1993.

III - JUSTIFICACION

Conocer el comportamiento histopatológico del polipropileno y poliéster y su continuidad estructural (incorporación ósea.)

Comparar la histocompatibilidad de dicho implante con relación a la inflamación, reacción granulomatosa, fibrosis, grosor, y neovascularización de la cápsula, exposición del implante, e incorporación ósea.

El estudio es prospectivo longitudinal, observacional, analítico experimental de causa efecto.

IV - PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Valoración del comportamiento histopatológico del polipropileno y poliéster en cuanto a las siguientes variables de medición:

- 1) Reacción granulomatosa (inflamación).
- 2) Grosor de la cápsula. (fibrosis)
- 3) Neovascularización de la cápsula.
- 4) Exposición del implante.
- 5) Continuidad estructural (Incorporación ósea.)
- 6) Proliferación periostica
- 7) Formación ósea (Osteoconducción)

V - OBJETIVO GENERAL

Conocer la histocompatibilidad del polipropileno y poliéster (codubix); así como su incorporación ósea en el hueso frontal.

VI - OBJETIVOS ESPECIFICOS

1) Conocer el grado de Histocompatibilidad e incorporación ósea :

- a) Inflamación.
- b) Grosor de la cápsula. (fibrosis)
- c) Neovascularización de la cápsula.
- d) Exposición del implante.
- e) Proliferación periostica
- f) Formación ósea

2) Conocer la incorporación ósea.

V - OBJETIVO GENERAL

Conocer la histocompatibilidad del polipropileno y poliéster (codubix); así como su incorporación ósea en el hueso frontal.

VI - OBJETIVOS ESPECIFICOS

- 1) Conocer el grado de Histocompatibilidad e incorporación ósea :
 - a) Inflamación.
 - b) Grosor de la cápsula. (fibrosis)
 - c) Neovascularización de la cápsula.
 - d) Exposición del implante.
 - e) Proliferación periostica
 - f) Formación ósea

- 2) Conocer la incorporación ósea.

VII - HIPOTESIS

El polipropileno y poliéster inducirá formación ósea con las mismas características que el autoinjerto óseo, Tolerará Y Tendrá Incorporación y continuidad estructural poca reacción inflamatoria, la cápsula será mínima y no habrá exposición del mismo material.

VIII - MATERIAL

- Polipropileno y poliéster (codubix)
- Suturas de prolene 5 ceros
- Equipo de cirugía plástica, y microcirugía
- Telelupas
- Ratas Wistar de dos meses de edad.
- Isodine espuma
- Formol al 10%
- Acido nítrico al 5%
- Hematoxilina y Eosina

RECURSOS HUMANOS

- Histopatologo del H. C. S. A. E.
- Médico Zootecnista del H. C. S. A. E
- Cirujano Plástico y Reconstructivo del H. C. S. A. E

RECURSOS FISICOS

- Bioterio del H. C. S. A. E
- Unidad Histopatológica del H. C. S. A. E

IX - ASPECTOS ETICOS

De acuerdo a lo sugerido por el Comité del Departamento de Investigación del H. C. S. A. E.

X - CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

El estudio experimental se realizó el primer día de cada mes por un lapso de 4 meses, de Agosto de 1998 a Noviembre de 1998.

TECNICA Y PROCEDIMIENTO

El acto quirúrgico se efectuó en posición de decúbito ventral, bajo anestesia general inhalatoria (éter sulfúrico), bajo dosis respuesta.

Previa asepsia de la región frontal con isodine espuma; se realiza incisión en forma horizontal en región frontal, disección de la piel se llega a periostio el cual se diseca. para formar bolsa receptora, por debajo del periostio y por encima del hueso se coloca un cubo de polipropileno y poliester 5 mm, se cierra la herida con nylon 5 ceros en un plano.

IX - ASPECTOS ETICOS

De acuerdo a lo sugerido por el Comité del Departamento de Investigación del H. C. S. A. E.

X - CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

El estudio experimental se realizó el primer día de cada mes por un lapso de 4 meses, de Agosto de 1998 a Noviembre de 1998.

TECNICA Y PROCEDIMIENTO

El acto quirúrgico se efectuó en posición de decúbito ventral, bajo anestesia general inhalatoria (éter sulfúrico), bajo dosis respuesta.

Previo asepsia de la región frontal con isodine espuma; se realiza incisión en forma horizontal en región frontal, disección de la piel se llega a periostio el cual se diseca. para formar bolsa receptora, por debajo del periostio y por encima del hueso se coloca un cubo de polipropileno y poliéster 5 mm, se cierra la herida con nylon 5 ceros en un plano.

Al momento de sacrificar, 30 y 90 días se envían las muestras a patología para su estudio.

Se estudian histológicamente las muestras.

- Los especímenes fueron fijados en formol al 10%.
- Fueron descalcificados con ácido nítrico al 5 %
- Fueron procesados en la rutina de impresión en parafina.
- Se realizaron cortes a cuatro micras.
- Fueron teñidos con hematoxilina y eosina.
- Observados al microscopio de luz por dos patólogos Dra Carmen Berumen y Dr. Cosme Damian Garcia T.

XI -METODOLOGIA

1) Es un estudio prospectivo longitudinal, observacional, analítico, experimental de causa efecto, prueba no paramétrica de análisis de varianza de Kruskal-Wallis.

2) Definición de variables y calificación.

a) Inflamación Granulomatosa

0	0	No hay inflamación
X	50	Cuando el implante esta rodeado por una o dos capaz de células epitelioides
XX	100	Cuando esta rodeado de tres o cuatro capaz de células epitelioides y además hay algunos granulomas.

b) Neovascularización

0	0	Cuando no hay neovascularización.
X	50	Cuando existen por campo de seco fuerte de uno a tres capilares.
XX	100	Cuando existen de cuatro a seis capilares por campo de seco fuerte.

b) Fibrosis o Grosor de la Cápsula:

	0	No existe
X	50 muy delgada	Cuando tiene tres a cuatro capas de espesor
XX	100 delgada	Cuando tiene de cinco a diez capas de espesor.

c) Exposición del implante

0	0	Cuando no hay exposición
X	100	Cuando hay exposición

d) Proliferación Periostica

0	0	Cuando no hay.
X	50	De una a tres células de espesor de osteoblastos
XX	100	De cuatro a seis células de espesor de osteoblastos.

e) Formación ósea

0	0	No hay formación ósea
X	50	De una a tres líneas de aposición sobre el hueso adyacentes al implante
XX	100	Cuando hay nuevos focos microscópicos de neoformación ósea dispersos en la periferia y dentro del implante.

DEFINICION DE LA POBLACION

Ratas Wistar de 2 meses de vida, a las cuales se les coloca 5mm cubicos de malla de polipropileno y poliester.

CARACTERISTICAS GENERALES DE LA POBLACION

a) Criterios de inclusión.

Ratas Wistar hembras y machos sanas de dos meses de vida, con integridad de la región frontal.

b) Criterios de exclusión.

- Ratas Wistar que durante el estudio padecen enfermedad y/o mueren durante el procedimiento anestésico o durante el estudio.
- Ratas a las cuales se le coloca el material en lugar inadecuado. (tejidos blandos).
- Ratas con infección en el sitio de la herida.

RECOLECCION DE DATOS

- * Se operan 20 ratas Wistar hembras y machos sanas de dos meses de vida con integridad de la región frontal.
- * Se dejan en observación en jaulas del bioterio, del Hospital Central Sur de Alta Especialidad por 30 y 90 días, dos grupos de 10 ratas
- * Se sacrifican a los 30 y 90 días y se envían a patología.
- * Se analiza el comportamiento histopatológico por el servicio de patología (Dra. Carmen Berumen, y residente Dr. Cosme Damian Garcia), con las variantes de inflamación, fibrosis, neovascularización, exposición del implante integración ósea, proliferación periostica y formación ósea. Las piezas se envían en formalina al 10% con cráneo completo, siendo procesadas en patología.

XII - RESULTADOS

Se operaron 20 ratas Wistar machos y hembras de dos meses de edad, de las cuales 3 se excluyeron, 1 por infección de la herida y 2 por colocación del implante fuera del sitio elegido. Encontrando que existe diferencia significativa en cuanto a la formación ósea (con una P de 0.03).

- La inflamación fue mínima, disminuyendo de 1 a 3 meses, sin embargo sin significancia estadística (P de 0.4).
- En cuanto al espesor de la cápsula se encuentra disminución de la misma de 1 a 3 meses pero no se encuentra significancia estadística (P de 0.4).
- La neovascularización con aumento de la misma de 1 a 3 meses (con una P no significativa de 0.6).
- La proliferación perióstica con aumento de 1 a 3 meses (con una P no significativa de 0.8).

No se encontró ninguna muestra con exposición del implante.

En todas las muestras se encontró buena incorporación ósea.

Reacción	Espesor de la	Neo-	Proliferación	Formación	Exposición del	Incorporación
Inflamatoria	Cápsula (Fibrosis)	Vascularización	Periostica	Osea	Implante	Osea

UN MES

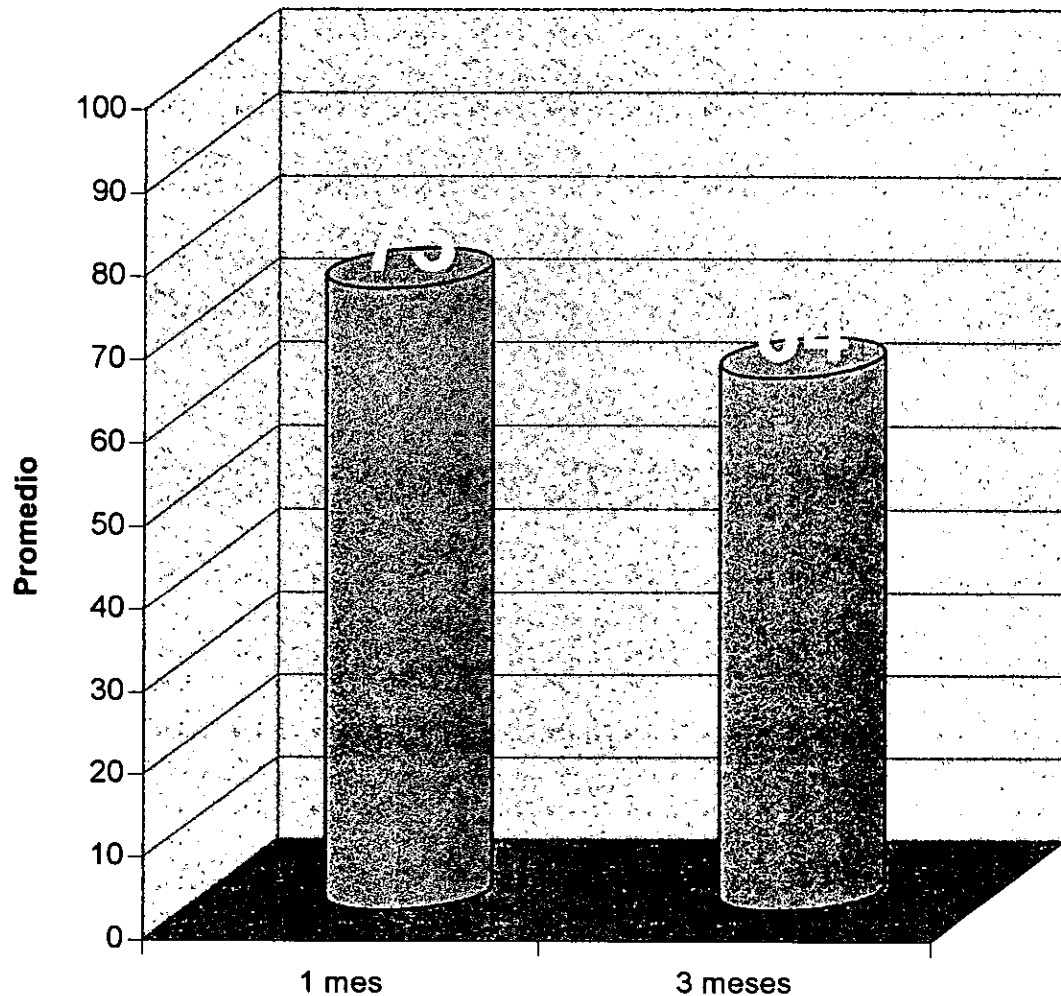
1	X	Muy delgada	X	X	0	0	XX
2	XX	Muy delgada	X	0	0	0	XX
3	XX	Muy delgada	XX	X	XX	0	XX
4	X	Delgada	XX	X	0	0	XX
5	XX	Delgada	XX	X	0	0	XX
6	X	Delgada	XX	0	0	0	XX
7	X	Delgada	X	X	0	0	XX
8	X	Delgada	XX	X	X	0	XX
9	X	Muy delgada	X	X	0	0	XX
10	X	Muy delgada	XX	X	X	0	XX

TRES MESES

11*	X	Muy delgada	XX	0	0	0	XX
12*	XX	Muy delgada	X	0	0	0	XX
13	XX	Muy delgada	X	X	X	0	XX
14	X	Delgada	XX	X	X	0	XX
15	X	Muy delgada	XX	X	X	0	XX
16	XX	Delgada	XX	0	0	0	XX
17*	0	Delgada	XX	0	0	0	XX
18	X	Delgada	XX	X	XX	0	XX
19	0	Delgada	XX	X	XX	0	XX
20	0	Delgada	X	X	XX	0	XX

11* Y 12* Excluidos por encontrarse en sitio inadecuado.(tejidos blandos).
17* Excluido por infección de la herida.

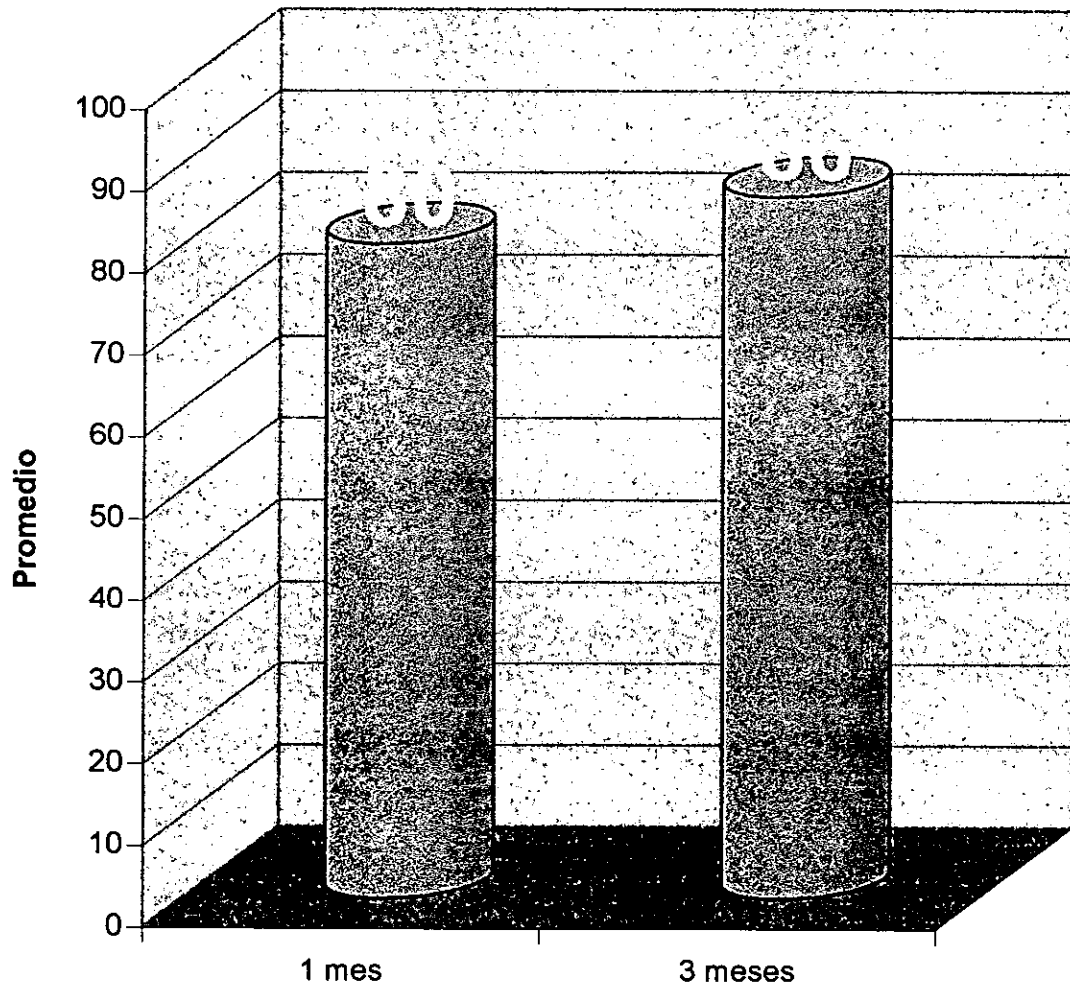
Espesor de la cápsula (Fibrosis)



	1 mes	3 meses
no existe	0	0
muy delgada	5	5
delgada	5	2
total	10	7

P=0.4 No significativa

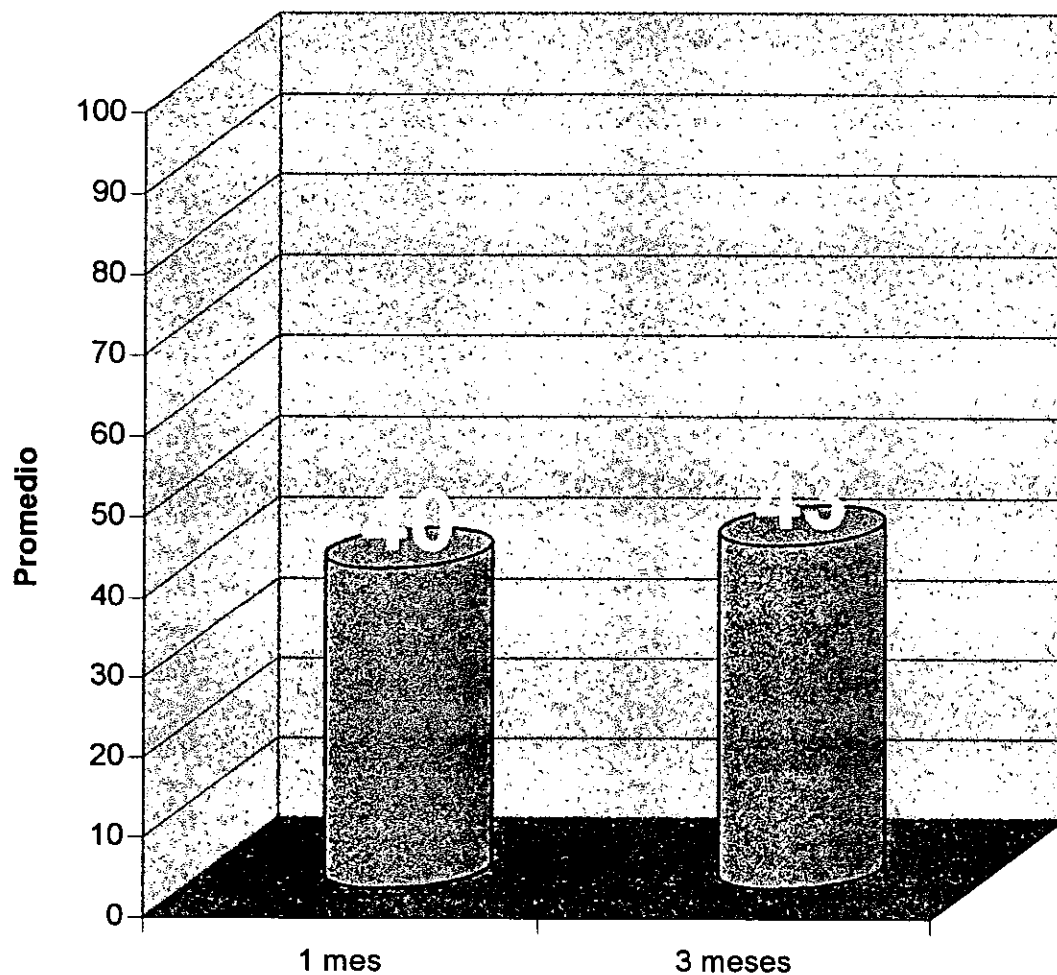
Neovascularización



	1 mes	3 meses
0	0	0
X	4	2
XX	6	5
total	10	7

P=0.6 No significativa

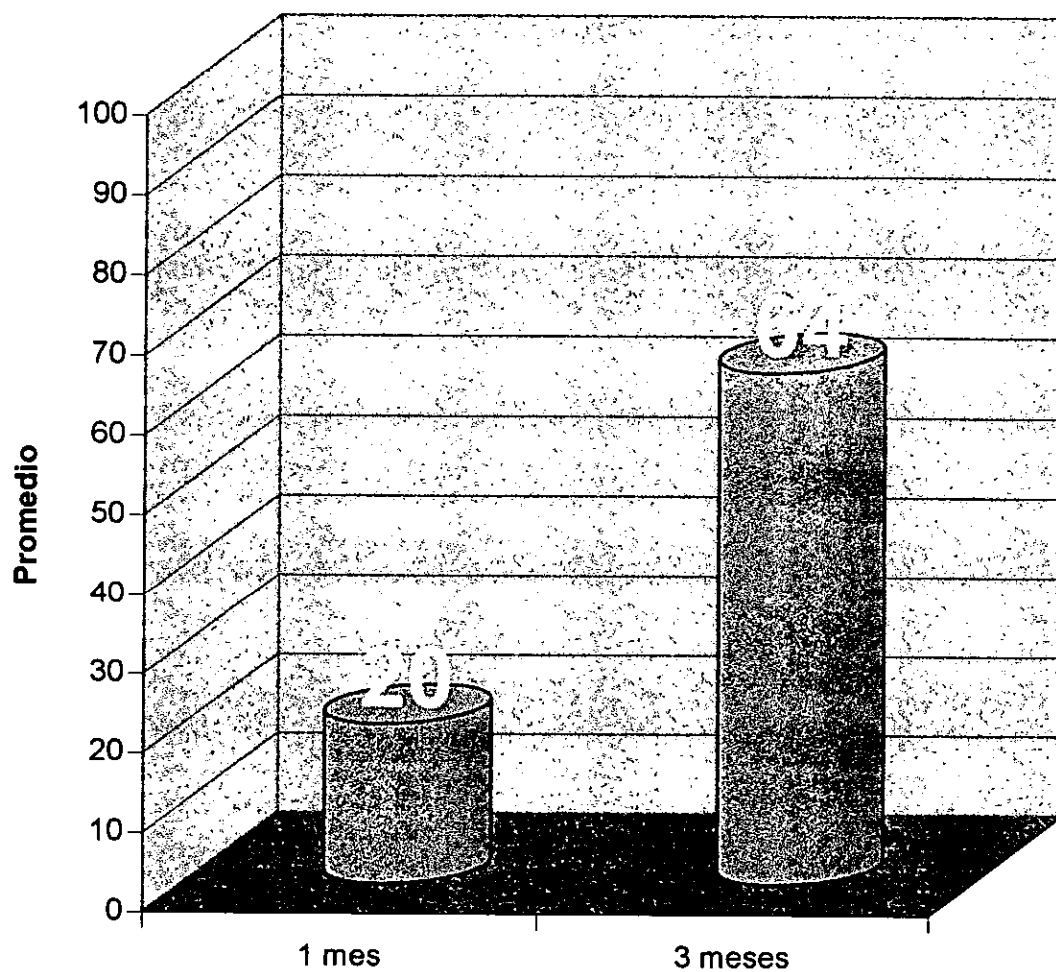
Proliferación Perióstica



	1 mes	3 meses
0	2	1
X	8	6
XX	0	0
total	10	7

P=0.8 No significativa

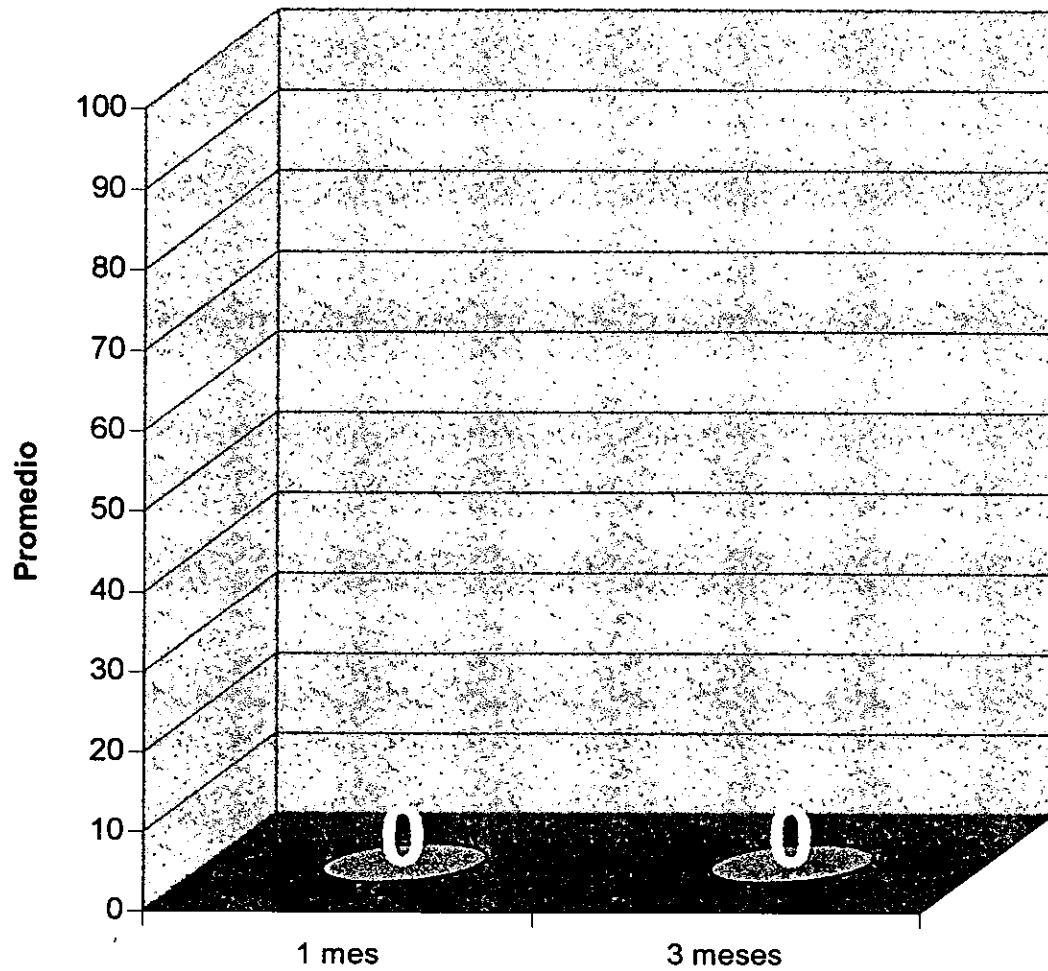
Formación Osea



	1 mes	3 meses
0	7	3
X	2	1
XX	1	3
total	10	7

P=0.03 Significativa

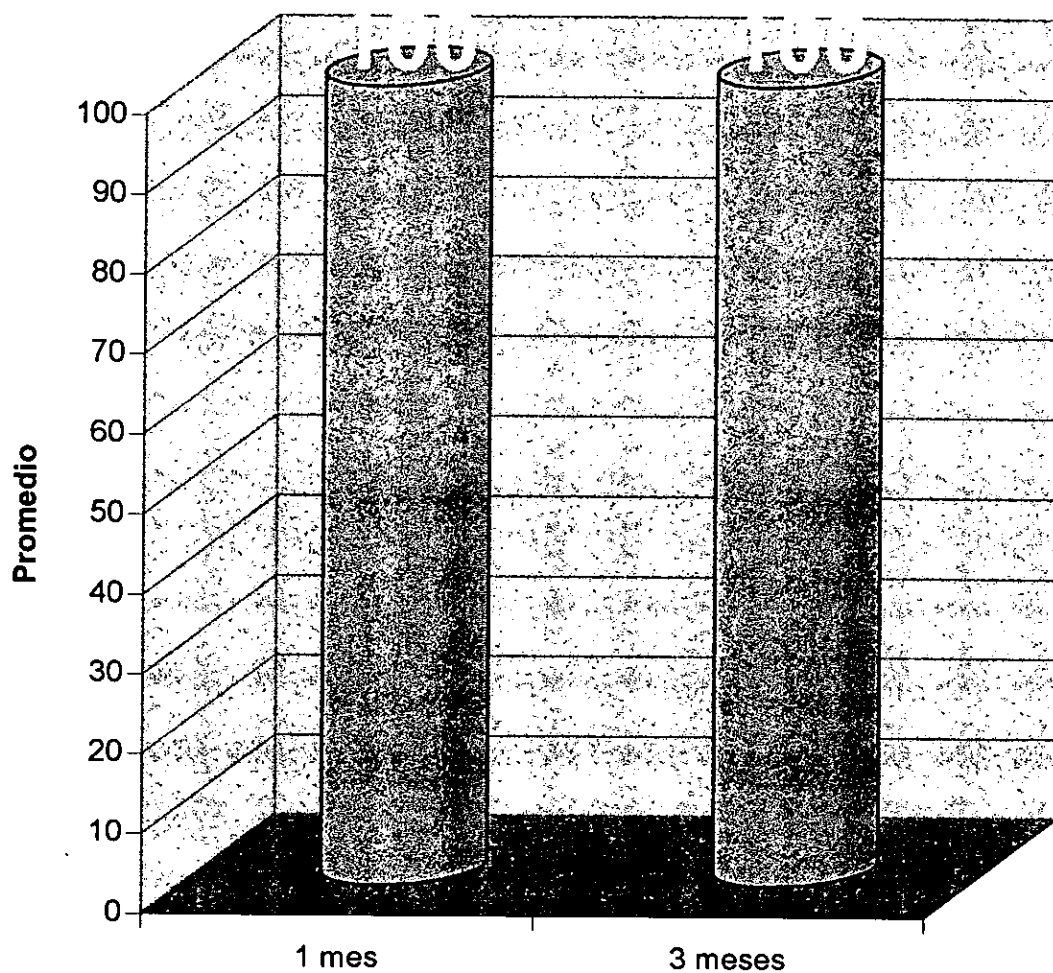
Exposición del Implante



	1 mes	3 meses
0	10	7
X	0	0
total	10	7

P No Significativa

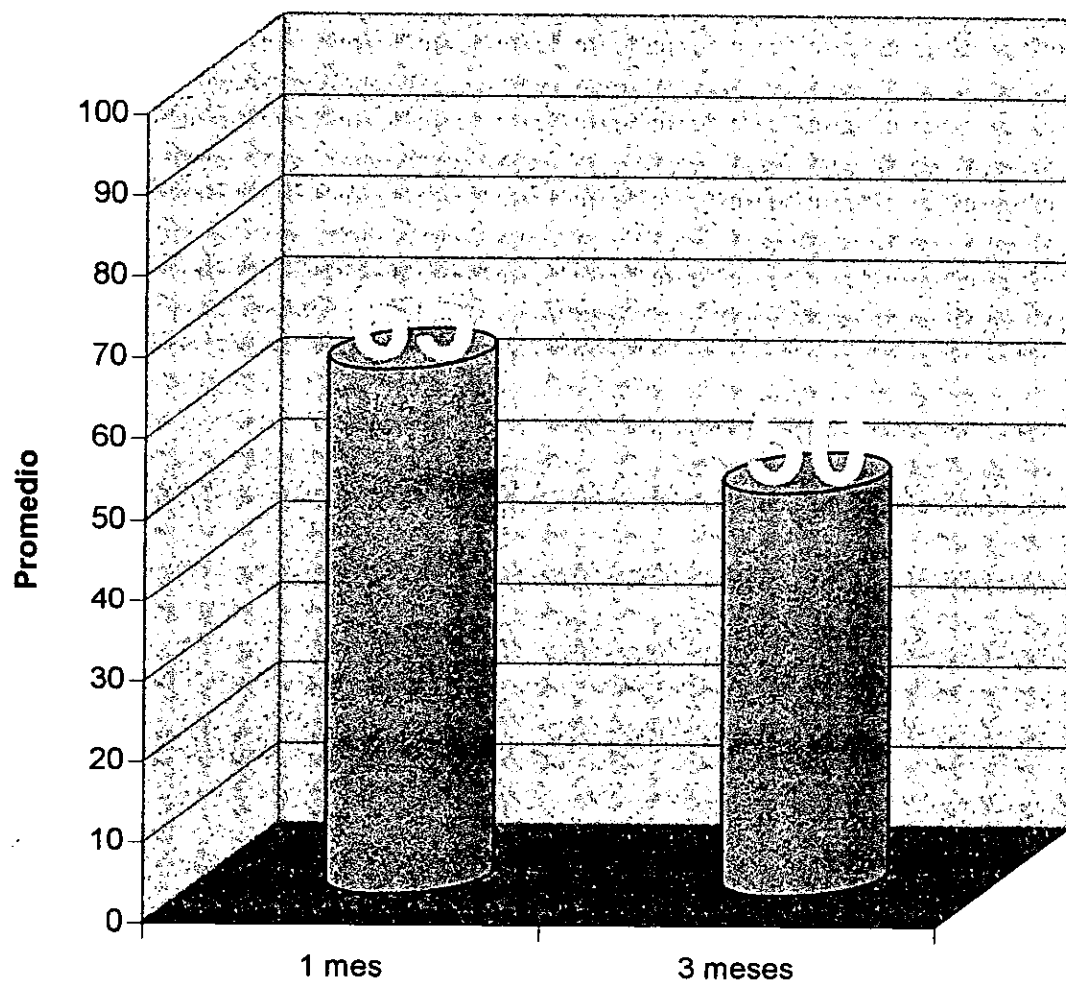
Incorporación Osea



	1 mes	3 meses
0	0	0
X	10	7
total	10	7

P No Significativa

Reacción Inflamatoria



	1 mes	3 meses
0	0	2
X	7	3
XX	3	2
total	10	7

P=0.4 No significativa

CONCLUSIONES

En este estudio pudimos conocer el comportamiento histológico del copolímero de polipropileno y poliéster, así como su incorporación y neoformación ósea.

La inflamación fue la esperada para cualquier tejido que es manipulado quirúrgicamente encontrando que nuestro estudio de 1 a 3 meses hubo disminución hasta prácticamente desaparecer (con una P no significativa de 0.4 con respecto a la normal).

El grosor de la cápsula es muy delgada y ante el conocimiento de las cápsulas de otros materiales aloplásticos, estudiados por Dr. Camacho, Dr. Lizarraga, Dra. Zambrano es menor.

Se encuentra abundante neovascularización en la periferia de dicho implante en el sitio de la cápsula.

Se encuentra abundante proliferación perióstica tanto en la periferia inmediata al implante, como dentro del implante.

Formación ósea se encuentra de igual manera en la periferia del implante así como en el interior de la misma en varias capas concentricas y contactantes de aposición.

No encontramos exposición ósea y la incorporación es buena en todas las muestras.

Podemos concluir que el polipropileno y poliéster presentan propiedades osteoconductoras y formadoras de periostio y de hueso.

Por lo que puede ser un material adecuado como sustituto de hueso para contorno corporal así como relleno de faltantes y es de muy fácil manejo.

En este estudio no se valoraron otras propiedades físicas como dureza, resistencia ni estabilidad en el sitio de fractura.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Alpaslan, C. Bone Reaction to Subperiosteally Implanted hydroxyapatite/Collagen/glycosaminoglycans and coral in the guinea Pig. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 77:335, 1994.
- 2.- Bachour. E. Cervical Arthrodesis Though an anterior Approach With The Use a BOP Syntetic Graft. Lyon Chir, 88:256, 1993.
- 3.- Bernard, S. L. The Use of Coralline Hydroxyapatite in a "Biocomposite" Free Flap Plastic Reconstr. Surg. 87: 96, 1991.
- 4.- Beverly, C.W. Cranial Bone Grafts for Use in posterior fixation of the Cervical Spine J. Neurosurg. 79: 286, 1993.
- 5.- Bruant, C.R. Use of a New Malleable Implant as Bone Substitute in Maxillofacial Surgery Advances in Therapyc 10: 142, 1993
- 6.- Byrd, H.S. Augmentation of the Cranial Skeleton with porous Hydroxyapatite Granules. Plast Reconstr. Surg. 91:15,1993.

-
- 7.- Chang, S.K. Ligamentoplasty in Lumbosacral Vertebrae using BOP J. Korean Neurosurg. Society. 20:1, 1991.
- 8.- Converse Texto de Cirugía Plástica Reconstructiva y General, Principes, Tomo I, 1987, 583-628.
- 9.- Dumbag, J Mandibular Reconstruction with Cancellous Bone, Hydroxyapatite and Titanium Mesh. Journal of Cranio Maxillo-facial Surgery, 22: 151, 1994.
- 10.- Ferraro, J.W. Experimental Evaluation of Ceramic Calcium Phosphate as a Substitute for Bone Grafts Plast. Reconstr. Surg. 63: 634, 1979
- 11.- Figueroa, N. P. Prevención de la perdida de la dimensión de los procesos alveolares con colocación del polímero osteoconductor biocompatible . Rev. Sanid. Millit. Méx. 47: 193, 1993.
- 12.- Frodel, J. L. Osseointegrated Implants: A Comparative Study of Bone Thickness in four Vascularized Bone Flaps, Plast Reconstr, Surg. 92: 449, 1993.
- 13.- Fuentes del Campo A. Craneofacial Development in Rats with early resection of the Zygomatic arch Plast Reconstr. Surg. 95:486, 1995.
-

14.- Georgiade, N.G. The Use of Particulate Hydroxyapatite and Plaster of Paris in Aesthetic and Reconstructive Surgery Aesth. Plast. Surg. 17:85,1993.

15.- Grabb, W.C. Texto de Cirugía Plástica. 1987 E.d. Salvat, Barcelona, España, 93-110.

16.- Grote, J. J. Hydroxyapatite Prosthesis. Laryngoscope. 101: 1343, 1991.

17.- Harvery, M. R. Porous, Block Hydroxyapatite as and Interpositional Bone Graft Substitute in Orthognathic Surgery Plast Reconstr. Surg. 83: 985, 1989.

18.- Harvery, M. R. The Biologic Behavior of Hydroxyapatite Implanted in to the Maxillofacial Skeleton. Plast Reconstr. Surg. 85: 718, 1989.

19.- Höning, J.F. Superiosteal Versus Epiperiosteal Forehead Augmentation with Hydroxyapatite for Aesthetic Facial Contouring: Experimental Animal Investigation and Clinical Application Aesth Plast Surg. 17:93, 1993.

20.- Ichiro, O. Treatment of Extensive Cranial Bone defcts using Computer Designed Hydroxyapatite o Ceramics and Periostisl Flaps Reconstr Surg. 92: 819, 1993.

-
- 21.- Innis P.C. vascularized bone Allografts: in Vitro Assessment Of Cell-Mediated and Humoral Responses. *Plast. Reconstr. Surg*, 87:315 1991
- 22.- Koenig, W. J. Cranial Bone Grafting in Children . *Plast. Reconstr. Surg*. 95:1,1995
- 23.- Lilla J.A. The long – Term Effects of Hard Alloplastic Implants When Put on Bone. *Plast. Reconstr. Surg*. 58: 14 , 1976.
- 24.- Lopez, A.F. Utilizacion del BOP en el tratamiento de fracturas de orbita y frontoorbitales. *Rev. Mex. Ortop. Traum*. 7: 207, 1993.
- 25.- Mass. C.S. Comparison of Biomaterials for Facial Bone Augmentation *Arch. Otolaryngol Head Neck Surg*. 116: 551, 1990.
- 26.- Mc Carthy J.G. Texto de Cirugía Plástica y Reconstructiva 1990. Saunders Company USA. Tomo I , 583-629.
- 27.- Merendino, J. Use of Biocompatible Orthopaedic Polymer For Fracture Treatment and Reconstr. *Orthopaedic Procedures. J. Int. Med. Res*. 12 :351, 1984.
-

28.- Miller, T. A. The Induction of The Bone By an Osteogenic Protein and the Conduction of Bone By Porous Hydroxyapatite : A. Laboratory Study in The Rabbit. *Plast. Reconstr. Surg.* .87: 87, 1991

29.- Mohamed E.D. Facial Augmentation With Proplast and nonporous Hydroxyapatite in Rhesus Monkeys. *Cleft Palate Journal.* 27:230,1990.

30.- Prolog. D.J. The Use Of Bone Graft And Alloplastic materials. *Clinical. Orthopedics and Related, Research,* 268: 270, 1991.

31.- Ralph E.H. Bone Regeneration Withing a Coralline Hydroxyapatite Implant *Plast. Reconstr. Surg.* 63: 626, 1979.

32.- Reyes, L.D. *Revista Prescripción Medica* . Nuevo Material QUE Permite Reconstruir Craneo y Columna Vertebral . Mayo 1993. Pag. 6.

33.- Ripamonti , U. Induction of Bone In Composites Of Osteogenin And Porous Hydroxyapatite in Baboons. *Plast. Reconstr. Surg.* 89: 731, 1992.

34.- Ripamonti , U. Reconstruction Of The Bone – Bone Marrow Organd By Osteogenin a Bone Morphogenetic Protein, And Demineralized Bone Matrix in Calvarial Defects of Adults Primates. *Plast. Reconstr. Surg.* 91: 27, 1993

-
- 35.- Sailer H.F. Application of purified bone morphogenetic protein (BMP) Preparations in cranio- maxillo- facial surgery Journal of Cranio – maxillo Facial Surgery 22:2,1994
- 36.- Salyer K.E. Porous Hydroxyapatite as an Onlay Bone Graft Substitute For Maxillo-Facial Surgery . Plast. Reconstr. Surg. 84: 326, 1989.
- 37.- Sendax, V I: Implnates Cubiertos de Hidroxiapatita Clinicas Odontologicas de Norte America. I ,1992.
- 38.- Serti, G.O. Advances en The Use of Biocompatible Osteoconductiva Ploymer in Orthopaedics and Spine Surgery. Medical Care International. 1991.
- 39.- Takeo, S. Vascularized Tail Bone Grafts In Rats. Plast. Reconstr. Surg. 91:502, 1993.
- 40.- Wilkes, J.H. Osseointegration and the Plastic Surgeon: A. time for reflection. Plast. Reconstr. Surg. 93:582, 1994.
- 41.- Ammar as tissue compattibility of different intraccranial implant Materiales. in vivo and in vitro studies. acta Neurochir (wien) 72:45-49.1984.
-

42.- Andrezejak s. wsp. cranioplasty with a knieted polipropylo-poliester codubix.

Follow up study abstracts of joint meeting of the brithish and polih Neurological Surgons, Warszawa Katowice, 1990.

43.- Chase sw herndon ch. the fate of autogenous and homogenous bone grafts.

A historical review. j bone joint surg (am) 37 a. 809, 841, 1995.

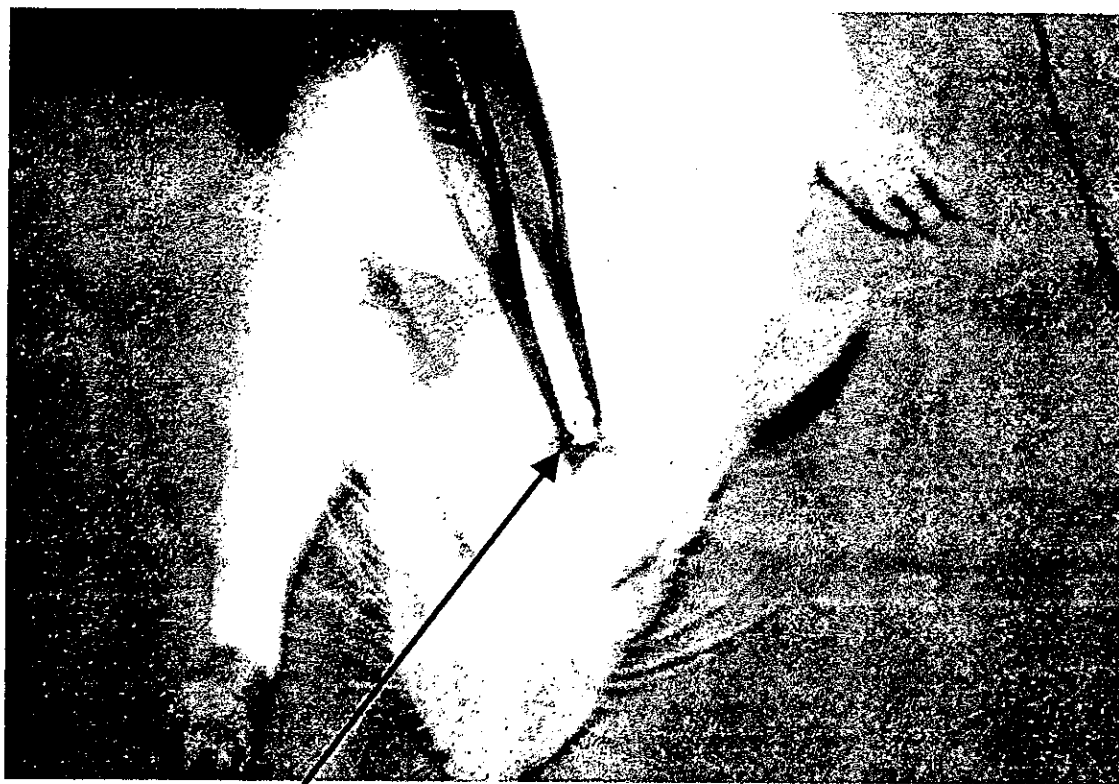
44.- Eduards ms ousterhout dk 'autogenic skull bone graft to reconstruct large or complex skull defects in children and adolescent. Neurosurgery 2 273-280. 1987.

45.- Crotti fm. manglaglli ep cranial defects repair by replacing bone flap j Neurosurg sci 23; 289 294, 1979.

46.- Prolo dj cranial defects and cranioplasty, w wilkins rh rengachary ss. red Neuro Surgery New York, mc. Graw- hill, 1647, 1656, 1984

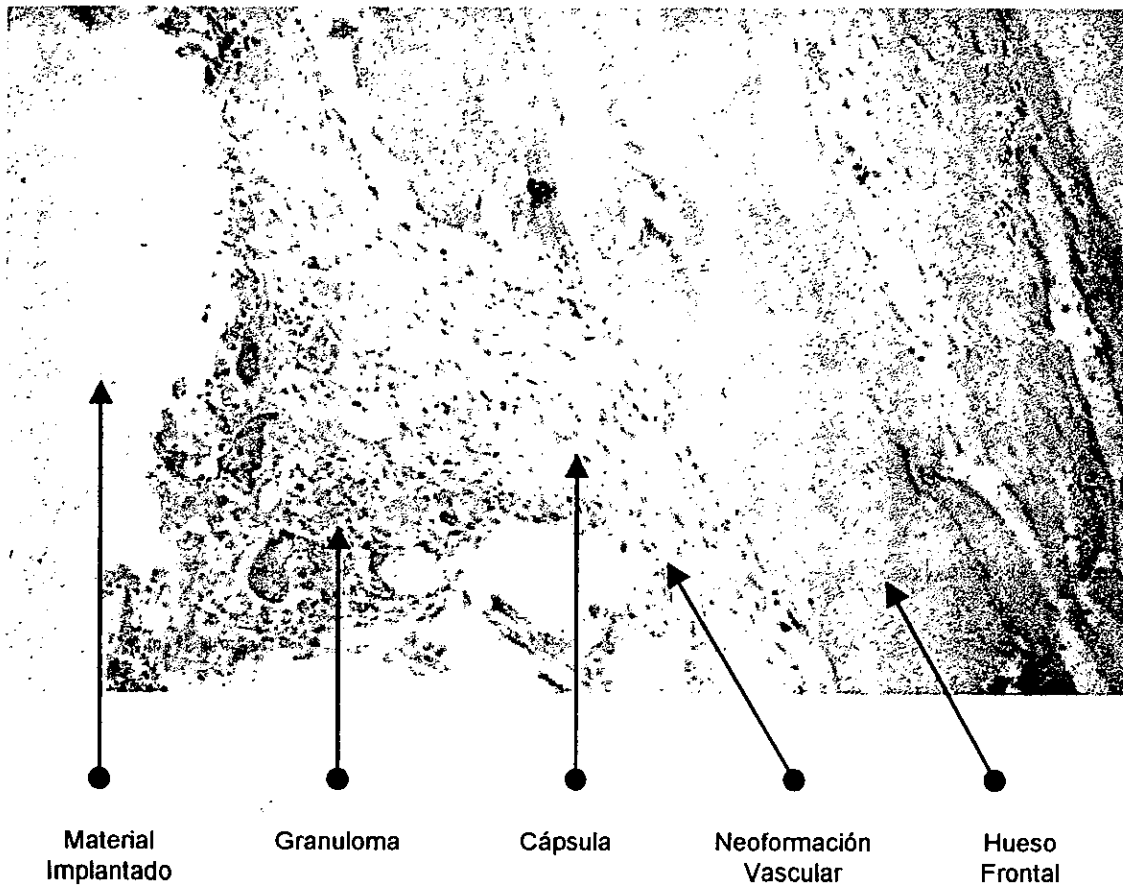
XV - ANEXOS

PROCEDIMIENTO DE IMPLANTACION:



Implante (I)

IMPLANTE A UN MES

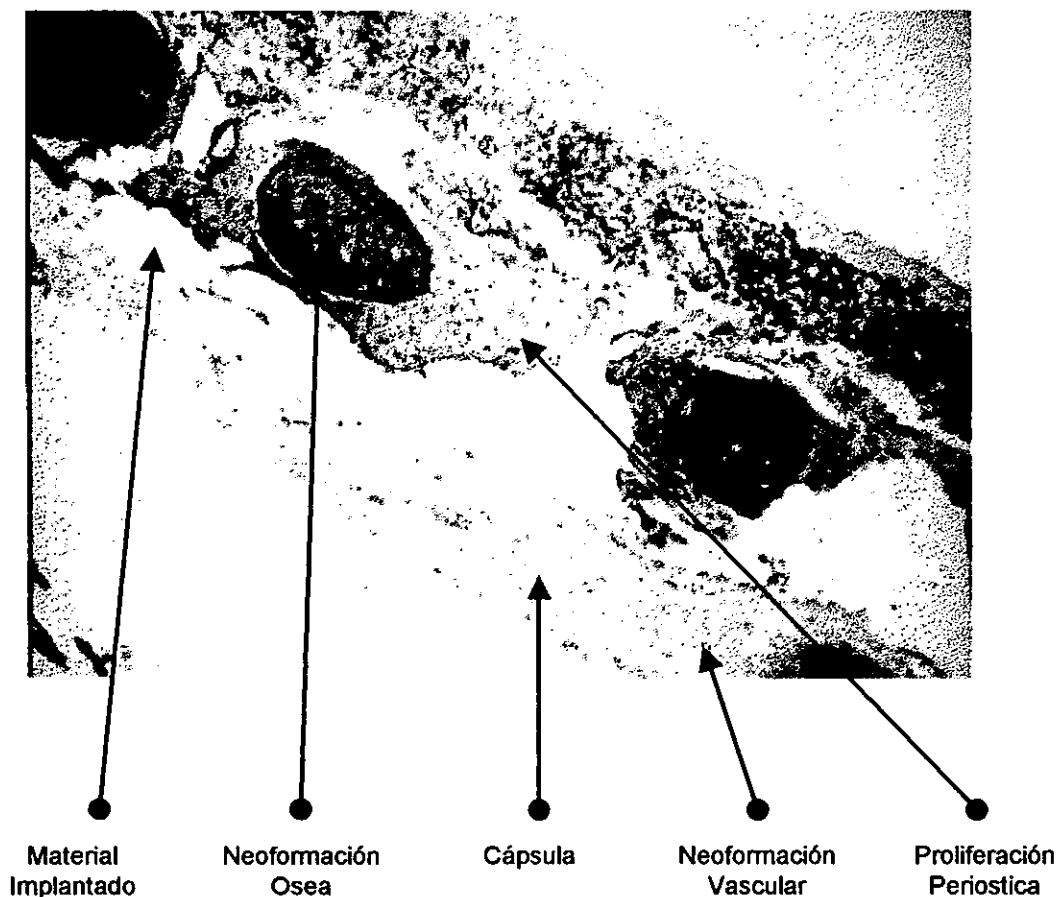


Cápsula de fibrosis laxa limitando el implante.

Obsérvese neoformación capilar y la presencia de pequeños granulomas entre fragmentos del material utilizado.

Atrofia focal de la lámina externa frontal subyacente al implante.

IMPLANTE A TRES MESES



Implante limitado por una delgada cápsula de fibrosis laxa sin reacción inflamatoria con reacción perióstica multifocal y formación ósea en la periferia y dentro del material implantado.