

---

# UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA

---

FACULTAD DE MEDICINA VETERINARIA Y ZOOTECNIA



USO DE MICROCORRIENTES ELECTRICAS EN LA  
ACELERACION DEL CALLO OSEO EN FRACTURAS  
METAFISIARIAS DEL PERRO. PROCESO EXPERIMENTAL.

---

## TESIS PROFESIONAL

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
MEDICO VETERINARIO ZOOTECNISTA

P R E S E N T A

L U I S   B A U T I S T A   M A D E R A

---

GUADALAJARA, JALISCO, MAYO DE 1991

---

# UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA.

FACULTAD DE MEDICINA VETERINARIA Y ZOOTECNIA

"USO DE MICROCORRIENTES ELECTRICAS EN LA ACELERA-  
CION DE LA PRODUCCION DE CALLO OSEO EN FRACTURAS --  
METAFISIARIAS DEL PERRO PROCESO EXPERIMENTAL"

# T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE MEDICO VETERINA -  
RIO Y ZOOTECNISTA PRESENTA EL PASANTE.

LUIS BAUTISTA MADERA

ASESOR: M.V.Z. ENRIQUE LOPEZ PAZARON.

GUADALAJARA, JAL.

OCTUBRE DE 1990

# I N D I C E

## C O N T E N I D O

PAG.

INTRODUCCIÓN -----	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS -----	3
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA -----	6
JUSTIFICACIÓN -----	7
HIPÓTESIS -----	8
OBJETIVOS -----	9
MATERIAL Y MÉTODOS -----	10
RESULTADOS -----	32
DISCUSIÓN -----	57
CONCLUSIONES -----	61
RESUMEN -----	62
BIBLIOGRAFÍA -----	63

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

La terapia por campos magnéticos empezó hace 200 -- años por el Médico Veterinario Vienes Messner, referencias y publicaciones describen efectos positivos y efectos negativos y ambos pueden ser fundamentados.

La estimulación artificial de osteogénesis y la aceleración subsecuente de la curación de fracturas, siempre han sido una esperanza estimulante mediante métodos no directos sobre el control de curación u origen de la existencia del hueso (1).

Actualmente es bien conocido que la vida o muerte - del hueso genera señales eléctricas en relación a la carga mecánica sostenida, el hueso se maneja como un transductor electromecánico, algunos autores (2,3,4) postulan que estos fenómenos eléctricos afectan las células del hueso y son responsables de la habilidad de éste a remodelarse, así mismo en respuesta a demandas de mecanismos alterados. Pero la generación de potenciales de stress no son los únicos de origen natural de energía eléctrica sobre el hueso; los gradientes de potencial electrostáticos existen descargando a lo largo del hueso en vivo.

El concepto de estimulación eléctrica para la formación y aparición del nuevo hueso, sería una consecuencia - lógica de la presencia fisiológica de corrientes eléctricas en la vida del hueso (5). Estas corrientes representan una parte de un control de sistemas que marcan parte - del crecimiento y remodelación del hueso y también en la - curación de las fracturas.

Estos potenciales son originalmente inciertos y - - muestran modelos específicos que son alterados por fracturas y son restaurados después de la curación (6), estos potenciales producen pequeños flujos de corriente directa -- que pueden representar otro factor que afecta la curación del hueso. Al mismo tiempo el hueso está sujeto a otro - tipo de influencias eléctricas por potenciales de acción - de los nervios y los músculos.

De acuerdo a la ley de Wolff sobre la adaptación - del hueso vivo al stress mecánico como una óptima vía. Esta ley en conjugación con los efectos descritos nos lleva a una importante pregunta : ¿Es posible acelerar el proceso de curación del hueso mediante una estimulación eléctrica? Esta y muchas otras incógnitas están planteadas. El - presente trabajo únicamente tratará de incursionar en alguna de ellas.

## ANTECEDENTES CIENTIFICOS.

En 1957 Fukada y Yasuda (7) expusieron que el hueso tiene propiedades fisio-eléctricas y que éste genera potenciales eléctricos en respuesta a mecanismos de stress, el mismo fenómeno sería descrito en 1962 por Basset (1) y Becker (2) quienes además observaron que los potenciales desarrollados son negativo en el área de compresión y positivos en el área de tensión, ellos trataron de explicar el stress generando potenciales en términos de las propiedades del estado sólido del hueso.

Basset y colaboradores (3,4 y 5) demostraron que potenciales eléctricos producidos por aplicación de stress al hueso pueden controlar el grado de crecimiento. En 1972 Cochran (6) describe experimentos sobre hueso húmedo y experimentos en vivo en gatos, no pudiendo apreciar una diferencia significativa de potenciales entre los modelos de hueso vivo y muerto en respuesta al stress mecánico.

En 1975 Marino y Becher (10) repiten el experimento de Fukada y Yasuda encontrando que la colagena podría ser el origen de la generación de potenciales.

Lavine y colaboradores (8 y 9) discute sobre las

diferencias de potenciales en el tejido los cuales basados en diferencias de velocidad producen una migración iónica y un posible efecto en la actividad celular y una alineación en el colágeno, lo que traería como consecuencia el crecimiento celular que acelera la formación del callo óseo.

¿ cuál es el posible efecto de un potencial eléctrico externo en esta reacción?.

La migración de iones en campo eléctrico es un mecanismo frecuentemente sugerido por los biólogos, pero ellos no van más allá del hecho de que los cationes tienden a dirigirse hacia el catodo y los aniones hacia el anodo. La migración iónica en presencia de un estimulador es quizás más compleja, nosotros vamos a considerar la matriz orgánica del hueso y la porción externa del mismo con ambas posibilidades de cargas fijadas positiva y negativa.

Es bien conocido que la actividad osteoblastica ocurre en la superficie cóncava del hueso y la actividad parece hacerse negativa en el doblez del hueso y la actividad osteoclástica aparece en la superficie convexa la cual llega a ser electropositiva (11).



Es de suponerse que en dicho sistema una serie de señales electromagnéticas son requeridas hasta la formación del proceso de curación.

Las fracturas, neoplasias o infecciones óseas pueden causar pérdidas de sustancia ósea o modificar profundamente los patrones de restauración (12) resultando en procesos de curación de larga duración y evolucionando muchas veces a la pérdida de la función del miembro afectado.

Las aplicaciones de microcorrientes que puedan orientar los procesos eléctricos normales para el establecimiento del puente óseo primario logrando una curación en menor tiempo o bien logrando la resolución de problemas de no unión en fracturas crónicas justificarían este trabajo.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El objetivo de la restauración, mediante la alimentación y afrontamiento de los cabos óseos de una fractura mediante diversos métodos mecánicos y quirúrgicos, es devolver en el menor tiempo su funcionalidad a los miembros afectados, sin embargo en muchos casos a pesar de haber hecho un excelente trabajo de restauración se presentan problemas "no unión", permaneciendo los huesos afrontados pero sin que se forme el callo óseo, retrazando la curación y perdiendo muchas veces definitivamente la funcionalidad del miembro.

## J U S T I F I C A C I O N

El presente trabajo pretende aportar una técnica que pueda estimular la formación del callo óseo en fracturas con problemas de "no unión" al fin de devolver en el menor tiempo su funcionalidad, y a un bajo costo.

H I P O T E S I S

Con el uso de microcorrientes eléctricas aplicadas con determinadas secuencias de tiempo -- a un modelo experimental de fractura, se acelerara la formación del callo óseo.

## O B J E T I V O S

### OBJETIVO GENERAL:

El objetivo principal del trabajo es comprobar que mediante el uso de microcorrientes eléctricas se puede acelerar el proceso de curación de las fracturas con la formación del callo óseo en menor tiempo devolviendo a su funcionalidad a los miembros afectados.

### OBJETIVOS PARTICULARES:

Como objetivo particular se pretende estudiar el crecimiento óseo aplicando Microcorrientes de 20 M.A. en lapsos de 10 minutos cada 6 Hrs. durante 6 semanas y comprobar los resultados obtenidos con los trabajos reportados.

## MATERIAL Y METODOS

MATERIAL BIOLÓGICO:

10 perros Mestizos de 2-3 años de edad y peso aproximado de 15 Kgs.

MATERIAL GENERAL:

5 Estimulantes eléctricos diseñados para la producción de microcorrientes de 20 M.A. derivados de una pila de 9 voltios.

MATERIAL ELÉCTRICO:

Multímetro, pilas de 9 voltios.

MATERIAL QUIRÚRGICO:

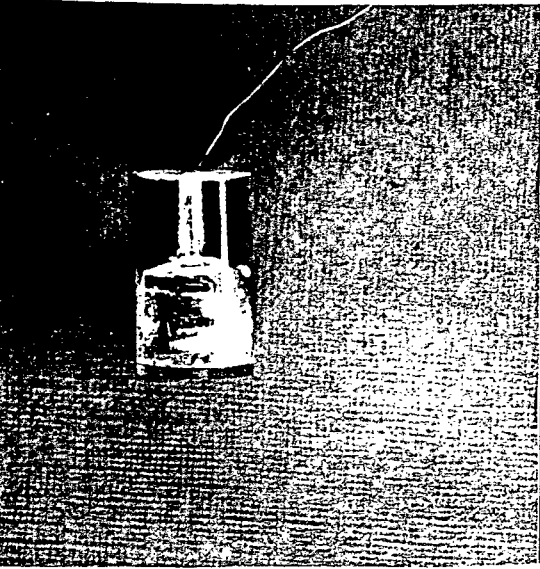
Instrumental de cirugía general.  
Instrumental de cirugía ortopédica.  
Alambre maleable de acero inoxidable  
Taladro eléctrico.  
Brocas para hueso de 9/16

MATERIAL DE SUTURA:

Dexón 00  
Vicryl 0  
Nylon quirúrgico.

En el desarrollo del proyecto se diseñaron varios aparatos que se probaron en el lapso de un año de trabajo, la lámina N. I a, b y c muestran algunos tipos de ellos.

La lámina I d, muestra el aparato que finalmente fue diseñado, y con el cual se concluyó el trabajo.

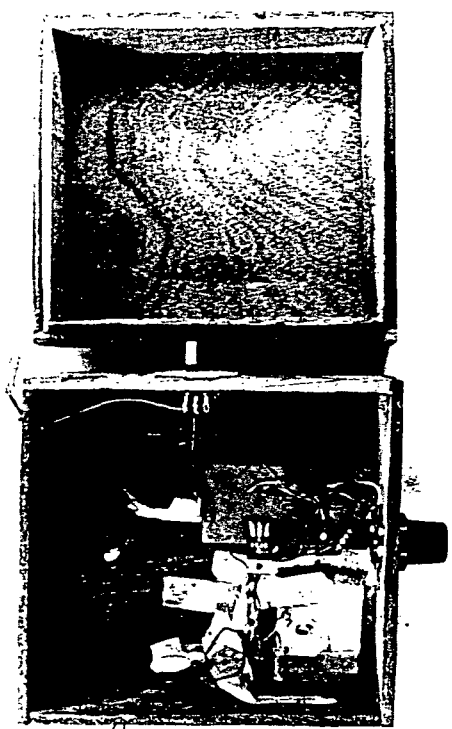


1a

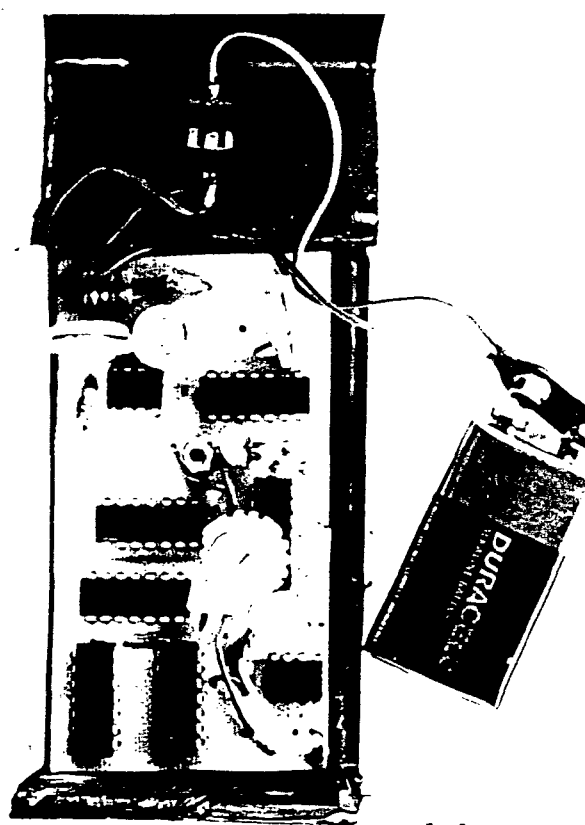


L-1 b

Lamina I.- Diversos modelos de aparatos electricos que se ensayaron.



L-1c



L-1d



## TEMPORIZADOR ELECTRONICO

Un circuito temporizador es el que nos proporciona niveles de corriente o voltaje en un tiempo determinado, ya que podemos diseñarlo de una manera muy sencilla para darnos segundos o milésimas de segundo, pero cuando queremos ya un tiempo más alto y preciso recurrimos a un circuito electrónico para que nos proporcione seguridad en el tiempo.

Cuando nosotros queremos que se nos presente un tiempo muy corto procedemos a realizar un circuito RC (resistencia-Condensador) el cual funciona mediante la carga y descarga del condensador; el tiempo esta determinado por la constante  $T = RC$  la que nos indica que si aumentamos cualquiera de los valores de la resistencia o el condensador, el tiempo de descarga aumenta o viceversa, si disminuimos los valores resistivos o de condensador el tiempo disminuye.

Si nosotros queremos realizar un temporizador que nos de un impulso de corriente de modo constante necesitamos un circuito electrónico a base de transistores o comparadores para que sensen la carga del condensador y al llegar al nivel máximo de carga descargarlo por medio de los elementos electrónicos como el transistor para que el condensador empiece a cargarse y así tener un temporizador de forma repetitiva, ciclico o en forma estable.

De esta manera, si queremos implementar un circuito temporizador nada más nos ocupamos de seleccionar el circuito integrado que pueda funcionar como temporizador y agregarle su resistencia y condensador deseados de acuerdo al tiempo que ocupemos.

TEMPORIZADOR ELECTRONICO PARA INVESTIGACION.

CARACTERISTICAS: Pulso de salida de 11 minutos con 1.4 v y 70 micro A..

Para la realización de este temporizador se tuvieron que elegir los circuitos integrados para la realización de esta función.

La condición principal era que produjera un impulso de corriente con una duración de 11 minutos, pero el mayor tiempo que un temporizador electrónico a base de circuito integrado puede dar es de aproximadamente de 2 minutos por lo que se necesitaba diseñar un circuito electrónico para que retardara el tiempo del pulso ya que se necesita que cada 6 Hrs. de el impulso de 11 minutos.

La manera como se solucionó el problema era la de generar un impulso periódico de 1 minuto de duración para poder retrasarlo 360 veces para que al dar por iniciado el temporizador de 1 minuto el pulso de salida lo diera a las 6 Hrs. más tarde. Se logro el retardo utilizando unos circuitos electrónicos llamados contadores de pulso para poder implementarlo en su forma divisora para poder dividir ese tiempo inicial de 1 minuto a  $1/360$  de minuto.

Ya habiendo solucionado la situación se implementaron divisores de tiempo de la siguiente manera:

- a) Divisor entre 6
- b) Divisor entre 6
- c) Divisor entre 10

EL IC LM555 COMO TEMPORIZADOR

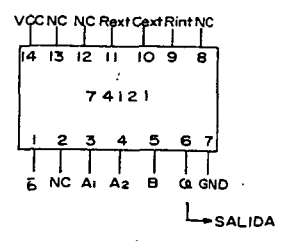
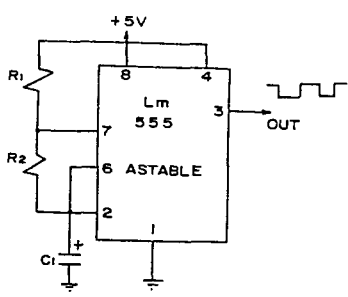
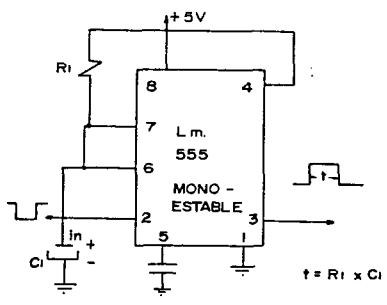
El temporizador LM555 es uno de los más populares y versátil de los circuitos integrados que para tal efecto se contruyen,

Estan incluidos 23 transistores, 2 diodos y 16 resistencias - en una capsula de silicon con 8 patas de conexión, el cual -- puede funcionar de 2 maneras:

a) Modo Monoestable.- En este modo el LM555 funciona como un dispositivo de un solo golpe o sea un pulso.

b) Modo Astable.- el LM555 puede operar como un oscilador

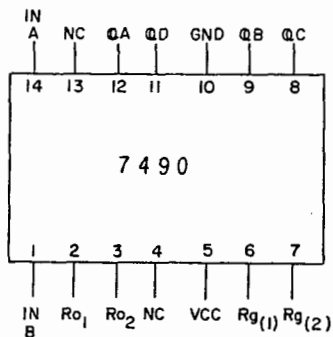
El circuito 74121 es un temporizador multivibrador monoestable.



## EL IC. 7490 COMO DIVISOR DE FRECUENCIA

Cada uno de los paquetes contiene 4 flip-flops maestro esclavo y una llave adicional que permite la división entre el número que uno desee o como un contador binario.

Todos los contadores llegan de 0 a 9 y se pueden resetear para restablecerlos a cero. Para utilizarlo a su máximo conteo (como contador de década, divisor entre 10 o contador binario) la salida b es conectada a la salida Qa.



NC = No Conectar.  
 GND = Tierra  
 VCC = Voltaje +

## LOS IC's 7400 y 7408 COMO LOGICA DIGITAL

Estos circuitos digitales denominados compuertas son utilizados para interconexión de los divisores, esto es sin ellos - el circuito divisor no podría mandar su información hacia el siguiente (siempre y cuando se den las condiciones para el funcionamiento adecuado) divisor.

El circuito 7400 de la familia TTL es un circuito integrado - del tipo compuerta el cual consta de 4 en el paquete. Su funcionamiento se basa que si a la entrada se le aplica un 0 ó ausencia de voltaje la salida de la compuerta la lleva a un 1 ó + 5v. Como el circuito tiene 2 entradas (la compuerta) es - indiferente si en alguna de las dos se presenta un 0 la salida es siempre 1, pero si las dos son 1 la salida es un 0. El nombre de la compuerta es NAND.

El funcionamiento de IC 7408 es también el de una compuerta - TTL llamada compuerta AND y tiene 2 entradas y 1 salida. Tiene 4 compuerta en el solo paquete y funciona de la siguiente manera:

Si en cualquiera de las dos entradas se coloca un 0 la salida es 0, pero si las dos entradas son 1 la salida es un 1.

TABLA DE FUNCIONAMIENTO

A	B	Y
0	0	1
0	1	1
1	0	1
1	1	0

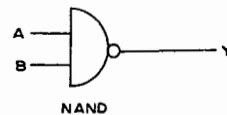
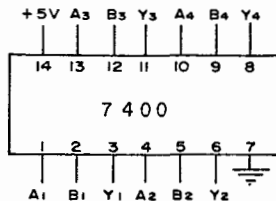
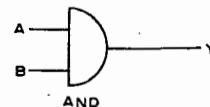
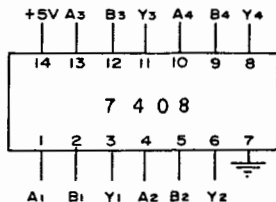


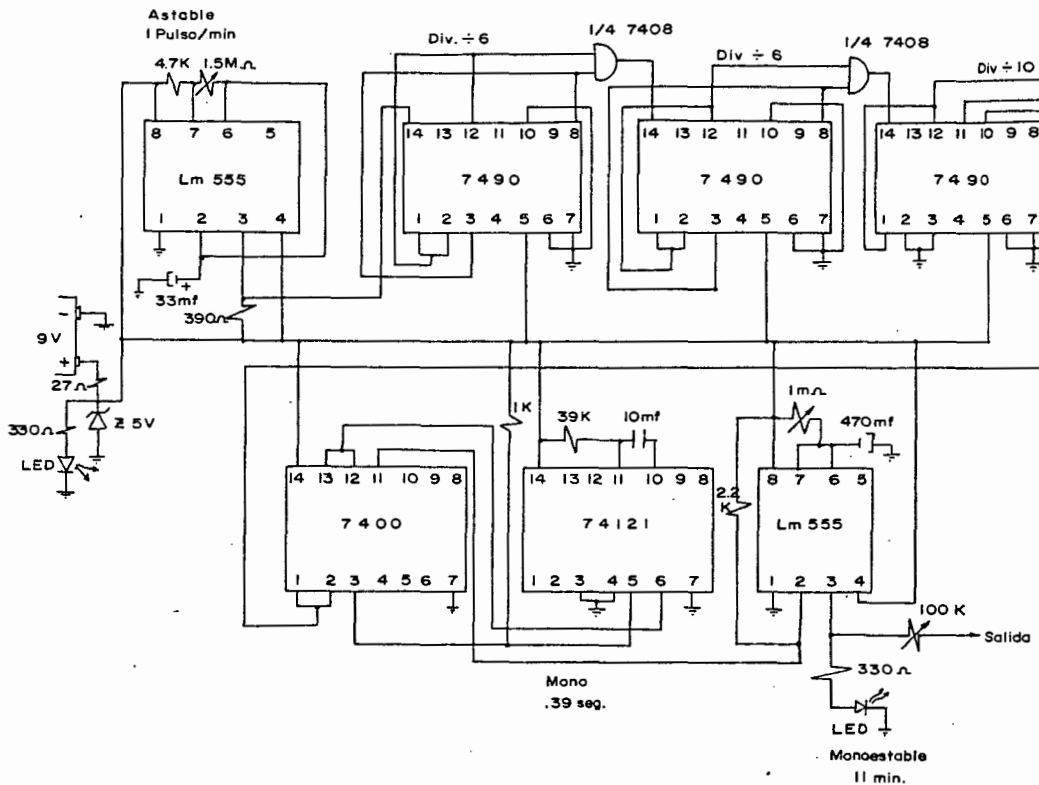
TABLA DE FUNCIONAMIENTO

A	B	Y
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1



### CIRCUITO COMPLETO DEL TEMPORIZADOR ELECTRONICO.

Este es el diagrama esquemático del temporizador electrónico utilizando lógica digital. Para la entrada de voltaje se utiliza una batería de 9 volts. reduciéndose a 5 v. por medio - del regulador de voltaje a base de diodo zener.



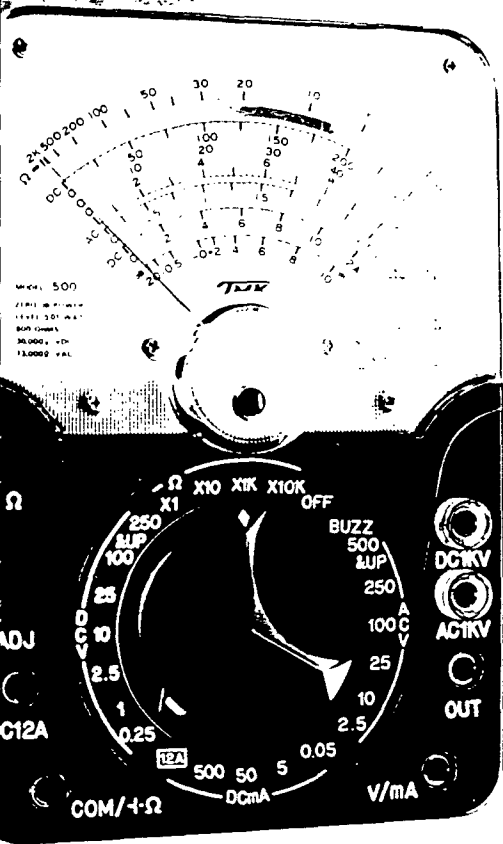
## MANEJO DEL MULTIMETRO (Fig. 6a)

- 1.- Este aparato nos sirve para medir la resistencia del hueso en OHMS.
  - a) Se calibra el aparato a 0 (6B) juntando las puntas de los electrodos y moviendo el ajuste ADJ.
  - b) Se colocan los 2 polos sin tomar en cuenta la polaridad.
  
- 2.- Calculada la resistencia multiplicamos este valor por 70 M.a (micro amperes) "valor original" pudiéndose bajar a 35 M.a o menos, de acuerdo a la reacción del animal.

El valor escogido se multiplica por el valor de la resistencia obtenida:

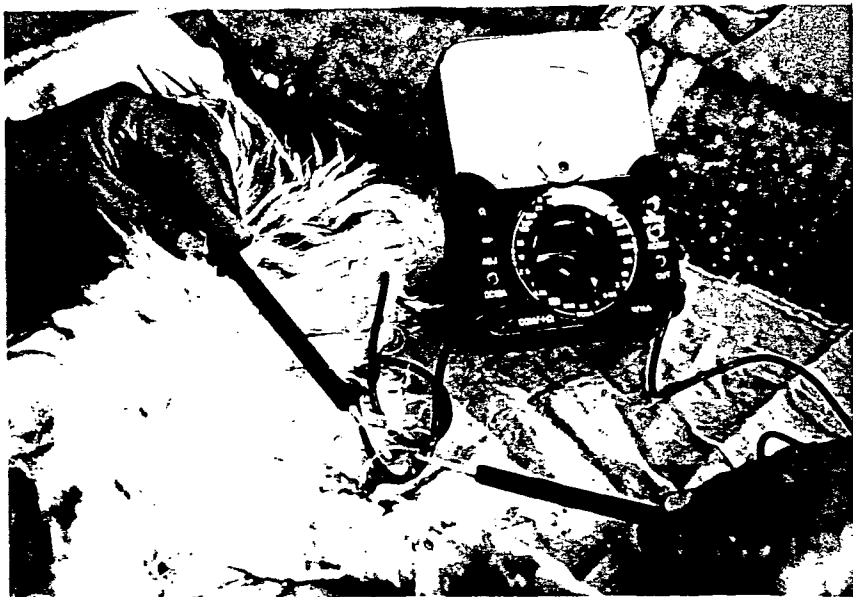
Ejemplo Resistencia: 30,000 (OHMS)

$70 \times 10^6 = 2.1$  voltios que es el voltaje que se medirá a la salida del aparato (circuito temporizador) - el cual se conecta a los electrodos implantados.



Lamina 6-a

Voltmetro y su calibración.



6b



### TECNICA QUIRURGICA.-

Los perros fueron inducidos a la anestesia general, mediante el uso de un anestésico de acción corta (pentotal sódico) (ABBOTT) 30 Mg/Kg. por vía endovenosa, después fueron entubados y mantenidos en anestesia quirúrgica inhalada con una mezcla de Fluothano, óxido nitroso y oxígeno...

Los perros fueron preparados con asepsia quirúrgica en la zona operatoria del radio, y decúbito ( LAM. 1 y 2) éstos fueron abordados en su cara latero medial practicándose una corticotomía con una broca para hueso de 9/64 de diámetro (LAM-3a-3b) a 3 cm. de distancia de la costicostomía se practicaron otras 2 perforaciones (el anodo a 12 mm del defecto y el cátodo a 1 mm. con una broca del mismo diámetro abarcando ambas cortezas del hueso (lámina 4).

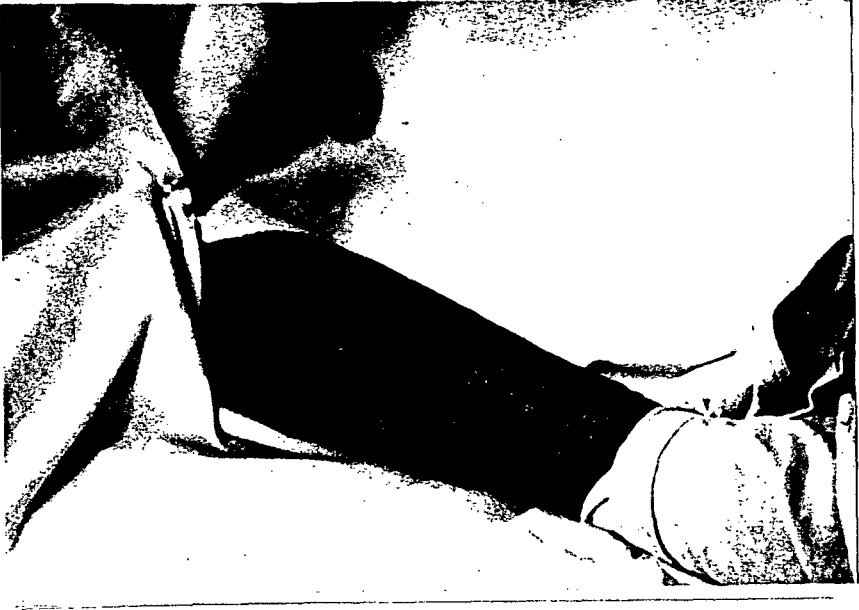
En la perforación craneal se conectó el electrodo positivo (cátodo +) y en la perforación distal se conectó un electro negativo (anodo -) ambos fueron conectados mediante alambre de acero inoxidable por la porción externa del brazo al estimulador eléctrico (Lámina 5-6) éste era sostenido por una mochila especialmente diseñada para que la cargara en la espalda (LAM. 6). El electro-estimulador proporcionaba descargas de Microcorrientes (20 M.a.) durante-

10 minutos, repitiéndose automáticamente el proceso cada 6 Hrs.

En el radio contralateral se realizó exactamente el mismo proceso quirúrgico implantando un par de falsos eléctrodos para que sirvieran como testigos.

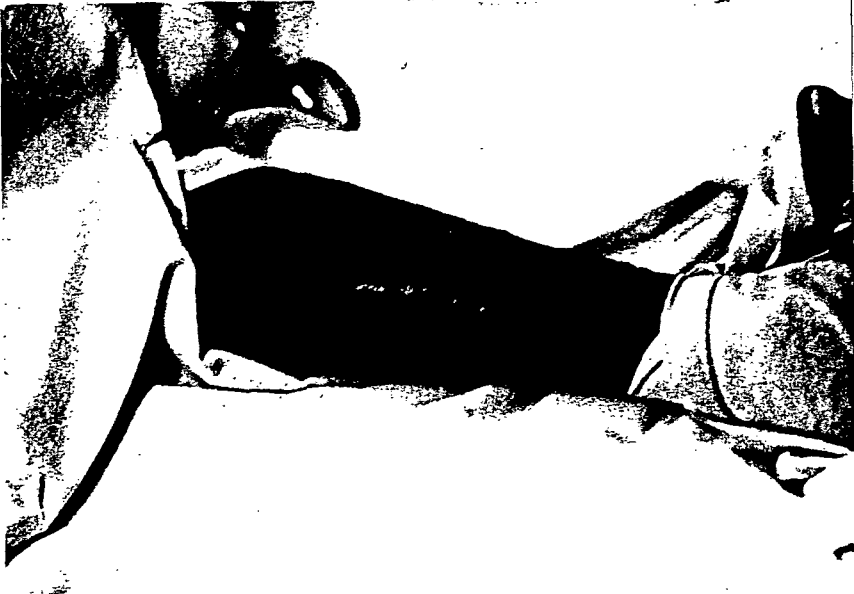
Los perros operados fueron vigilados clínicamente en el post-operatorio y evaluados radiológicamente cada semana para observar los avances en la formación del callo -- óseo a intervalos de 3-6 semanas (LAM 7) los perros fueron sacrificados tomando las piezas que contenían los eléctrodos, así como de los huesos que sirvieron de testigo - - (Lam 8 ) (Lam. 9).

Las muestras fueron conservadas en formol al 20%, - siendo descalsificadas en una solución de ac. nítrico al - 20% por un período de 2 semanas (Lam. 10-11) posteriormente se incluyeron en cera y después de cortadas se tiñeron con Hematoxilina, eosina para su estudio histológico.



PREPARACION QUIRURGICA DEL BRAZO A INTERVENIR

Lamina 2, 3, 4, 5- Secuencia quirurgica seguida para la implantacion de los electrodos.



Lamina 2 INCISION CUTANEA DE CARA LATERO MEDIAE



L·3 a

ABORDAJE DEL RADIO EN SU  
CARA LATERO MEDIAL



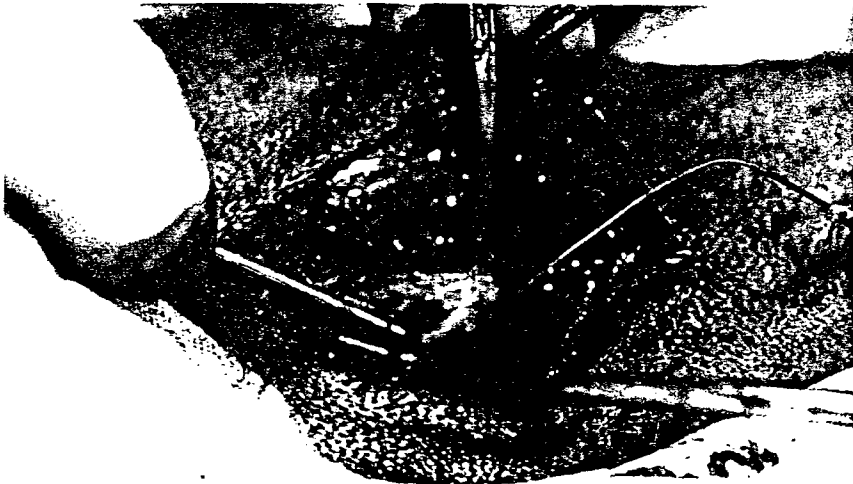
PERFORACION DE LAS CORTEZAS  
OSEAS CON UN TREPANO

amina 3b



COLOCACION DE LOS ALAMBRES  
DE ACERO INOXIDABLE EN LAS  
PERFORACIONES OSEAS.

Lamina 4



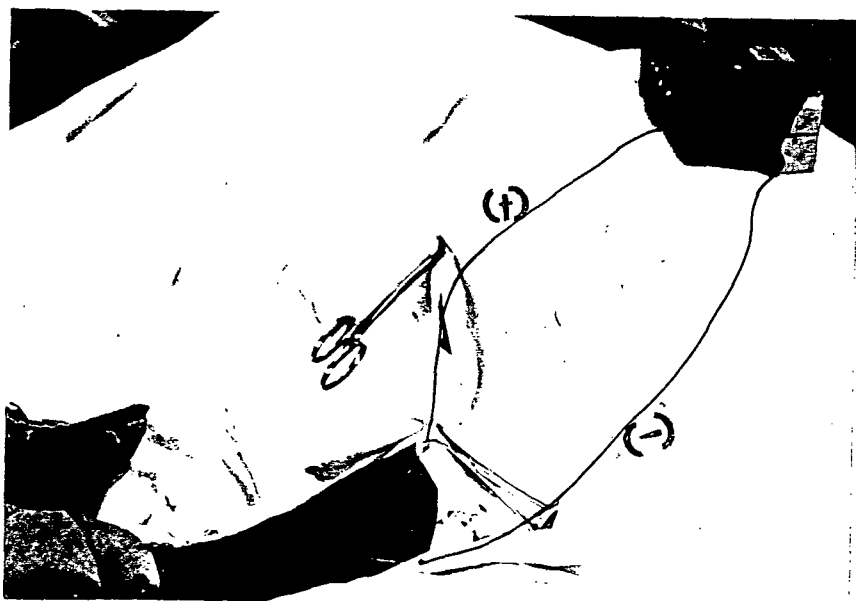


**L-5 a**

CONEXION DE LOS ALAMBRES  
AL ESTIMULADOR ELECTRICO  
EN LAS PORCIONES PROXIMA  
Y DISTAL DE LOS DEFECTOS  
OSEOS PRODUCIDOS

CIERRE DE LOS PLANOS Y  
CONEXION CON EL ELECTRO  
ESTIMULADOR

**Lamina 5 b**

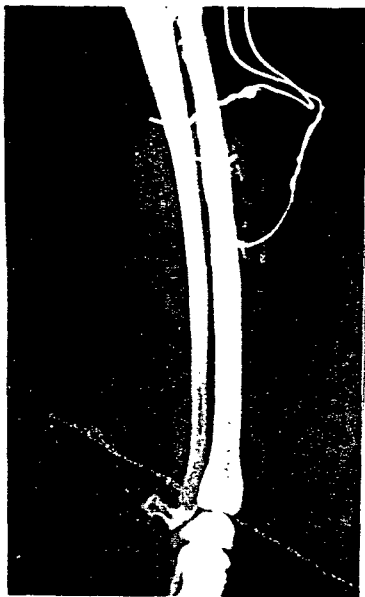
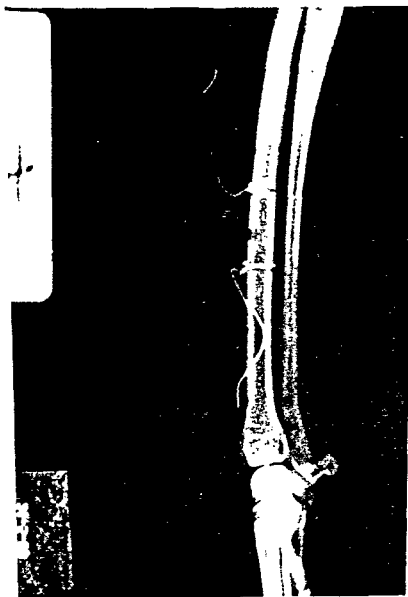




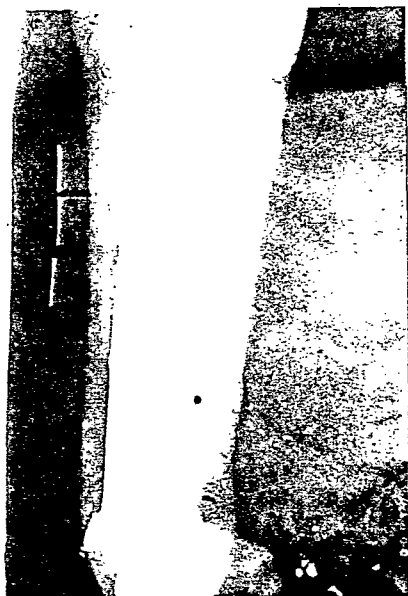
Lamina 6.- Lamina que muestra el aparato puesto en su posicion para su funcionamiento.



L·6



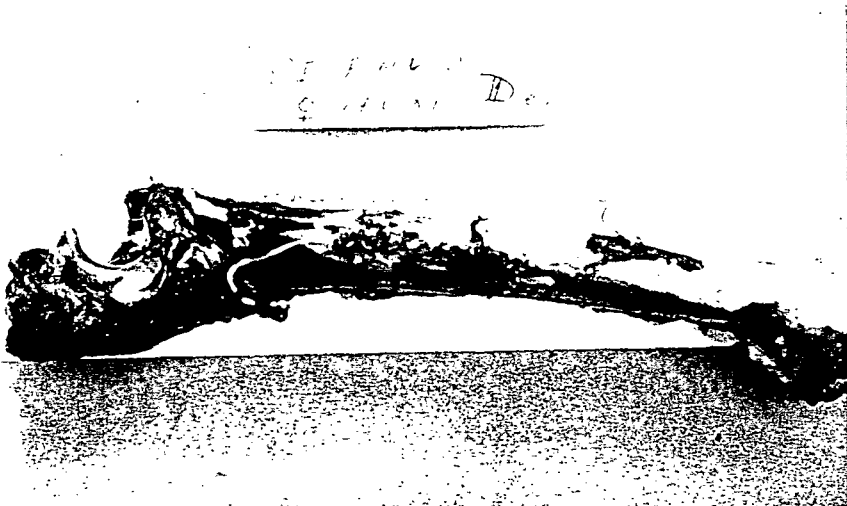
Lamina ~~7~~ - Secuencia radiografica post-operato-  
7 ria.

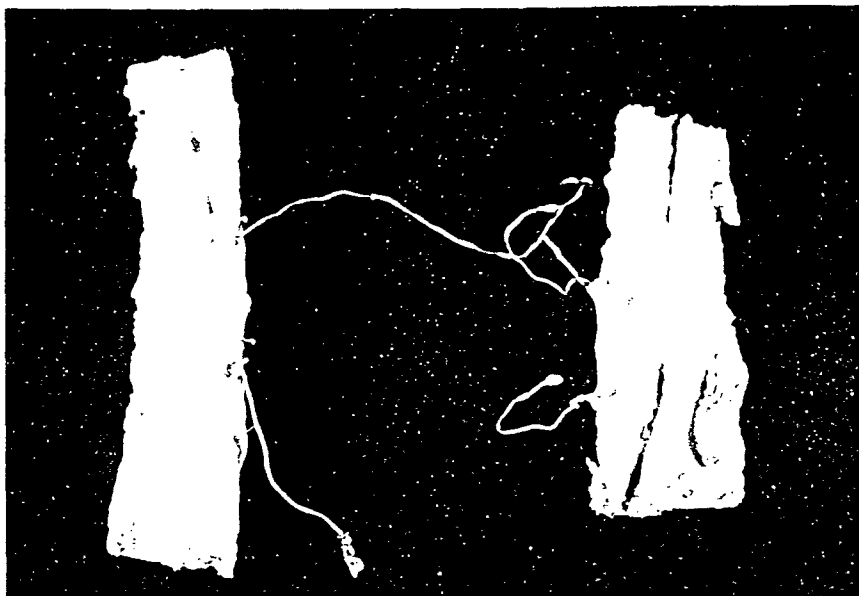




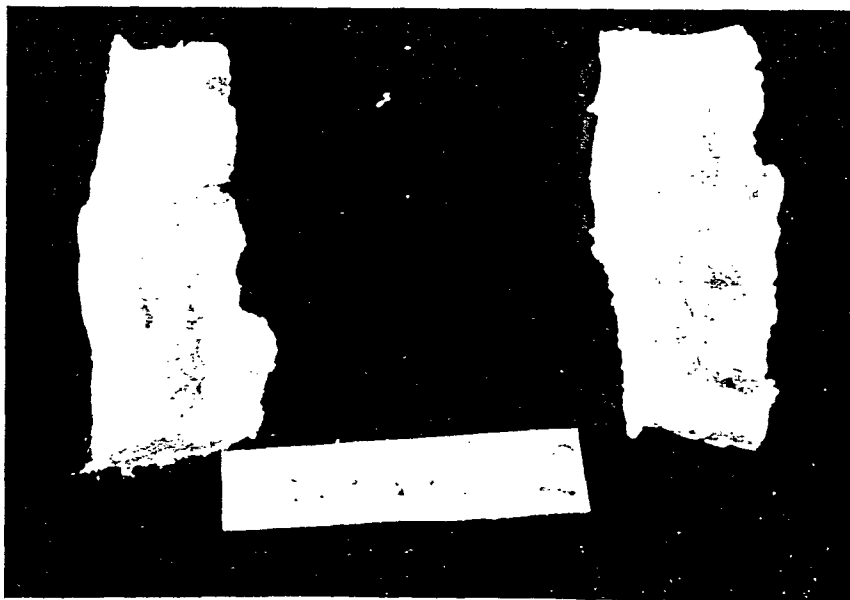


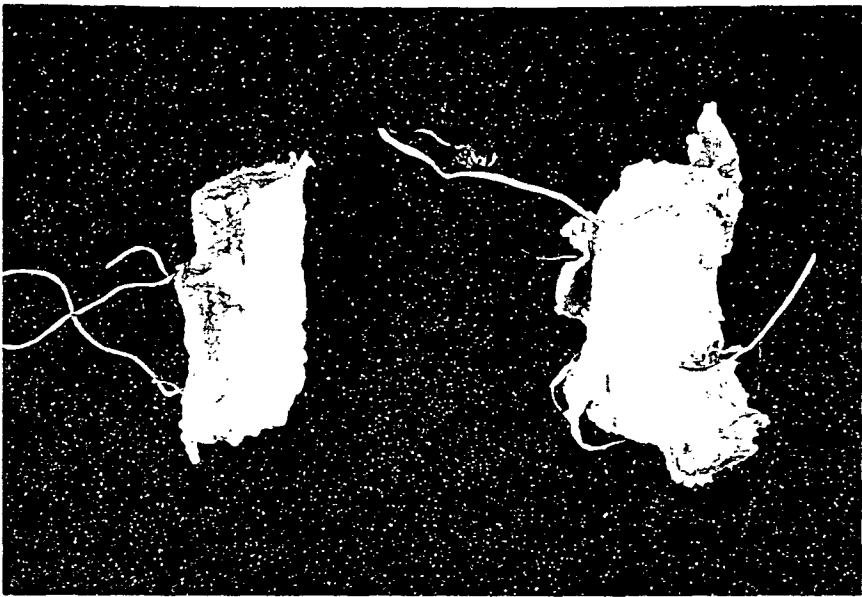
Lamina 8.- Ejemplares para su estudio ma - -  
croscopico.



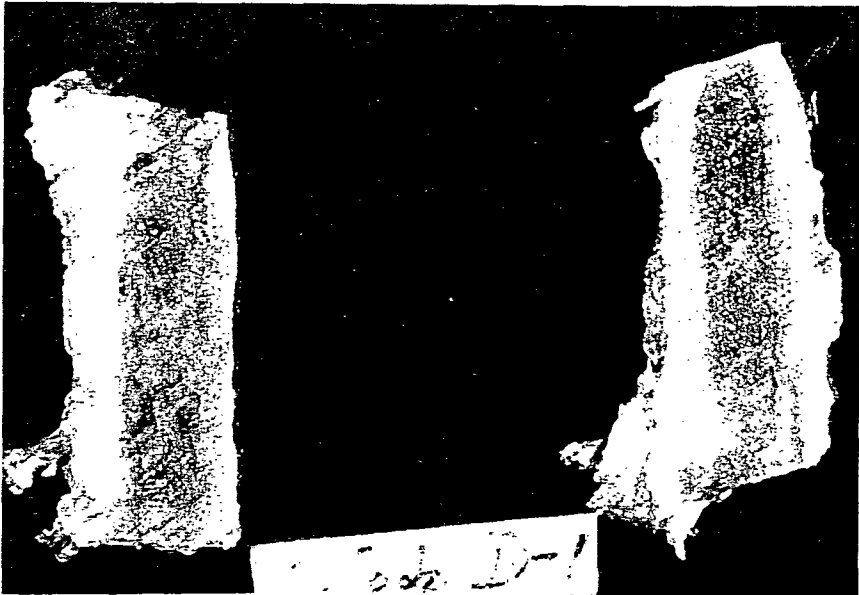


Lamina 10 - Cortes para estudio Histológico





Lamina II  
Cortes para estudio Histológico



## RESULTADOS.

Los resultados obtenidos demostraron clínicamente - una reacción mínima al implante de los electrodos a excepción de 1 respuesta inflamatoria al trauma quirúrgico, en ocho de los diez perros estudiados. En dos de los casos - ( Estudios 5-7) mostraron inflamación aguda de los miembros operados y estimulados, manifestando una cojera que - persistió hasta las seis semanas que fueron sacrificados.

Los resultados clínicos e histológicos se presentan en las tablas 1 al 11 resumiéndose los resultados totales en la tabla No. 12.

Las secciones histológicas tomadas en el sitio de im plantación de los electrodos mostraron una numerosa proliferación de osteo blastos con formación de hueso nuevo más desarrollado en la región endostial que en la región periostial (Estudios No. 1-3-4), esto ocurre entre los 15 y - 21 días cuando el hueso fué estimulado, y entre los 35-42-días cuando no fué estimulado (estudios 2-5). Especialmente la nueva formación de hueso es un cono con la base en el - cátodo en la sección histológica (estudio No. 6), la reacción osteogénica periosteal es establecida alrededor de - los electrodos (Estudios No. 7-8) esto es probablemente de e

bido al trauma quirúrgico.

Nosotros atribuimos que la osteogénesis debida al es tímulo eléctrico será solamente en el endostio y cavidad - medular (Estudios No. 9-10).

La nueva formación de hueso es causada por la proli- feración endostial y también a la osificación metaplásica- del hueso medular por el cátodo.

La cavidad osteogénica estará presente entre los -- electrodos en el hueso cortical o en el canal medular, teó ricamente suponemos que la estimulación eléctrica mejora - la nutrición de los osteositos creando un mecanismo de -- retroalimentación que proporciona un efecto catódico el - cual formaría el nuevo hueso.

La acumulación de iones de calcio en el cátodo ex -- puesta por John en su teoría de intercambios de iones anfo - téricos producida en células mesenquimatosas. y la migra - ción de osteoblastos por el ánodo hacia el cátodo, esta - migración mejoraría con una pulsación eléctrica progresiva, en este caso aplicada cada 6 Hrs.

Al mismo tiempo el efecto catodal causa formación de

apatita y una alineación del colágeno con un incremento en la secreción osteoblástica. Esto propicia la aceleración de osteogénesis, pudiendo explicar la formación rápida de nuevo hueso bajo los estímulos de corrientes eléctricas.

Se observó que la aplicación de corrientes eléctricas de 20 m.a. produce una respuesta efectiva en la formación de osteoblastos, precursores en la formación del callo óseo, ésto sugiere que para acelerar la formación de fracturas el hueso necesitaría únicamente un estímulo apropiado.

Para nosotros la aplicación directa de microcorrientes eléctricas pudieran representar una de las mejores posibilidades de uso práctico para ayudar a restaurar las fracturas en un menor tiempo, así mismo de dar solución a los problemas de fracturas con no Unión.

Sin embargo investigaciones adicionales son necesarias antes de afirmar que los resultados obtenidos sean suicientes para justificar su utilización en la práctica diaria.

TABLA No. 1  
OBSERVACIONES POST- OPERATORIAS.

Perro No.	TIEMPO	<u>OBSERVACIONES CLINICAS.</u>	
1	24 Hrs.	Ligera inflamación	Ligera cojera M.I.
1	3 semanas	Sin inflamación	Sin cojeras
1	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
2	24 hrs.	Sin inflamación	Buen desplazamiento
2	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
2	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
3	24 Hrs.	Inflamación intensa	Cojera ambos miembros
3	3 semanas	Infección Herida M.I	Ligera cojera M.I.
3	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
4	24 Hrs.	Ligera inflamación	Cojera ligera M.I.
4	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
4	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
5	24 Hrs.	Inflamación Aguda	Cojera
5	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
5	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
6	24 Hrs.	Ligera inflamación	Buen desplazamiento
6	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
6	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
7	24 Hrs.	Inflamación	Cojera marcada M.I.
7	3 semanas	Ligera inflamación	Cojera discreta M.I.
7	6 semanas	Sin inflamación	Cojera discreta M.I.
8	24 hrs.	Sin inflamación	Buen desplazamiento
8	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
8	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
9	24 Hrs.	Sin inflamación	Buen desplazamiento
9	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
9	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
10	24 hrs.	Sin inflamación	Buen desplazamiento
10	3 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento
10	6 semanas	Sin inflamación	Buen desplazamiento

TABLA No. 2

Perro No. 1	ESTIMULACION	NECROSIS	OSTEOBLASTOS	OSTEOCLASTOS	ESPICULAS GROSOR	ESPICULAS NUEVAS	INFLAMACION	HEMATOMA SUBPERIOSTAL	ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS.	REACCION PERIOSTICA MINIMA.
	Zona cercana al estímullo	-	+++	++	-	+	+	+	-	-
	En el sitio del estímullo	-	++	+	-	+	+	+	-	-
	Lejos del estímullo	-	+	+	-	+	+	+	-	-
	<u>TESTIGO</u>									
	Zona cercana al estímullo	-	+	+	-	-	-	-	-	-
	En el sitio del estímullo	-	+	-	-	-	-	-	-	-
	Lejos del estímullo	-	+	+	-	-	-	-	-	-

- = NEGATIVO  
+ = POSITIVO



TABLA No. 3

Perro No. 1 ESTIMULACION	Zona cercana al estímulo	En el sitio del estímulo	Lejos del estímulo	<u>TESTIGO</u>	Zona cercana al estímulo	En el sitio del estímulo	Lejos del Estímulo
	-	-	-		-	-	-
NECROSIS							
	++	+++	+		-	+	+
OSTEOBLAS TOS					-	-	-
	+	-	-		-	-	-
OSTEOCLAS TOS					-	-	-
	+	-	+		-	-	-
ESPICULAS GROSOR					-	-	-
	++	+	++		-	-	-
ESPICULAS NUEVAS					-	-	-
	+	+	-		-	-	-
INFLAMACION					-	-	-
	-	-	-		-	-	-
HEMATOMA SUBPERIOSTIAL					-	-	-
	-	-	-		-	-	-
ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS					-	-	-
	-	-	-		-	-	-
REACCION PERIOSTICA MINIMA					-	-	-

TABLA No. 4

Perro No. 3	ESTIMULACION	NECROSIS	OSTEOBLASTOS	OSTEOCLASTOS	ESPICULAS GROSOR	ESPICULAS NUEVAS	INFLAMACION	HEMATOMA SUBPERIOSTIAL	ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS	REACCION PERIOSTICA MINIMA.
Zona cercana al estímulio	-	-	++++	++	+	++	+	-	-	-
En el sitio del estímulio	-	-	+++	+	+	++	+	-	-	-
Lejos del estímulio	-	-	+++	-	-	+	+	-	-	-
<u>TESTIGO</u>										
Zona cercana al estímulio	-	-	+	-	-	+	-	-	-	-
En el sitio del estímulio	-	-	++	-	-	-	-	-	-	-
Lejos del estímulio	-	-	++	+	-	+	-	-	-	-

TABLA No. 5

Perro No. 4		ESTIMULACION							
Zona cercana al estimulo	-	++++	++	-	-	-	+	-	-
En el sitio del estimulo	-	+++	+	+	-	-	+	-	-
Lejos del estimulo	-	++	-	-	-	-	+	-	-
<u>TESTIGO</u>									
Zona cercana al estimulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-
En el sitio del estimulo	-	-	+	-	-	-	-	-	-
Lejos del estimulo	-	++	+	-	-	-	-	-	-

NECROSIS

OSTEOBLASTOS

OSTEOCLASTOS

ESPICULAS GROSOR

ESPICULAS NUEVAS

INFLAMACION

HEMATOMA SUBPERIOSTIAL

ABSCEOS Y SEQUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS

REACCION PERIOSTICA MINIMA.



Perro No. 6		ESTIMULACION							
Zona cercana al estímulo	-	+++	+	-	-	+	-	-	-
En el sitio del estímulo	-	+++	+	-	-	+	-	-	-
Lejos del estímulo	-	+++	+	-	-	+	-	-	-
<u>TESTIGO</u>									
Zona cercana al estímulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-
En el sitio del estímulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-
Lejos del estímulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-

NECROSIS

OSTEOBLASTOS

OSTEOBLASTOS

ESPICULAS GROSOR

ESPICULAS NUEVAS

INFLAMACION

HEMATOMA SUBPERIOSTIAL

ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS

REACCION PERIOSTICA MINIMA.

Perro No. 7

TABLA No. 8

ESTIMULACION		NECROSIS	OSTEOBLASTOS	OSTEOCLASTOS	ESPICULAS GROSOR	ESPICULAS NUEVAS	INFLAMACION	HEMATOMA SUBPERIOSTIAL	ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS	REACCION PERIOSTICA MINIMA.
Zona cercana al estimulo	+	+	+++	+	-	+	+	+	-	+
En el sitio del estimulo	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+
Lejos del estimulo	+	+	++	+	-	+	+	-	-	+
<u>TESTIGO</u>										
Zona cercana al estimulo	-	-	+	+	-	-	-	-	-	-
En el sitio del estimulo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Lejos del estimulo	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-

Perro No. 8	ESTIMULACION	NECROSIS	OSTEOBLASTOS	OSTEOCLASTOS	ESPICULAS GROSOR	ESPICULAS NUEVAS	INFLAMACION	HEMATOMA SUBPERIOSTIAL	ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS	REACCION PERIOSTICA MINIMA.
	Zona cercana al estímulo	-	++++	+	-	+	+	-	-	-
	En el sitio del estímulo	-	++++	+	-	+	+	-	-	-
	Lejos del estímulo	-	+++	+	-	+	+	-	-	-
	<u>TESTIGO</u>									
	Zona cercana al estímulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-
	En el sitio del estímulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-
	Lejos del estímulo	-	+	+	-	-	-	-	-	-

Perro No. 9		ESTIMULACION							
Zona cercana al estímulo	-	++++	+	+	+	+	+	+	+
En el sitio del estímulo	-	++++	+	-	-	+	-	-	-
Lejos del estímulo	-	+++	+	-	-	+	-	-	-
<u>TESTIGO</u>									
Zona cercana al estímulo	-	+	-	-	-	-	-	-	-
En el sitio del estímulo	-	+	-	-	-	-	-	-	-
Lejos del estímulo	-	+	-	-	-	-	-	-	-

NECROSIS

OSTEOBLASTOS

OSTEOCLASTOS

ESPICULAS GROSOR

ESPICULAS NUEVAS

INFLAMACION

HEMATOMA SUBPERIOSTIAL

ABSCEOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS

REACCION PERIOSTICA MINIMA.



Perro No. 10		ESTIMULACION							
Zona cercana al estímulo	-	NECROSIS	+++	+	-	+	+	-	-
En el sitio del estímulo	-	OSTEOBLASTOS	++++	+	-	+	+	-	-
Lejos del estímulo	-	OSTEOCLASTOS	+++	+	-	+	+	-	-
<u>TESTIGO</u>		ESPICULAS GROSOR							
Zona cercana al estímulo	-	ESPICULAS NUEVAS	++	+	-	-	-	-	-
En el sitio del estímulo	-	INFLAMACION	++	+	-	-	-	-	-
Lejos del estímulo	-	HEMATOMA SUBPERIOSTIAL	+	+	-	-	-	-	-
	+	ABSCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS							
	+	REACCION PERIOSTICA MINIMA							

E STIMULACION	NECROSIS	OSTEOBLAS- TOS	OSTEOCLAS- TOS	ESPICULAS GROSOR	ESPICULAS NUEVAS	INFLAMA -- CION.	HEMATOMA SUBPERIOS- TIAL.	ABCESOS Y SECUESTROS EN TEJIDOS BLANDOS	REACCION PERIOSTICA MINIMA.
Zona cercana al estimulo	8 - 2 +	34 +	13 +	3 +	9 +	10 +	2 +	0 -	2 +
En el sitio del estimulo	8 - 2 +	28 +	8 +	3 +	7 +	10 +	2 +	0 -	1 +
Lejos del estimulo	9 - 1 +	22 +	7 +	1 +	7 +	10 +	1 +	0 -	1 +
<u>TESTIGO</u> Zona cercana al estimulo	0 +	10 +	7 +	0 +	1 +	0 +	0 +	0 +	0 +
En el sitio del estimulo	0 +	9 +	4 +	0 +	0 +	0 +	0 +	0 +	0 +
Lejos del Estimulo	0 +	11 +	7 +	0 +	1 +	0 +	0 +	0 +	0 +

Estimado aproximado en número de cruces por la cantidad de elementos encontrados en cada caso.

## Lamina 12 - Estudio Histológico I



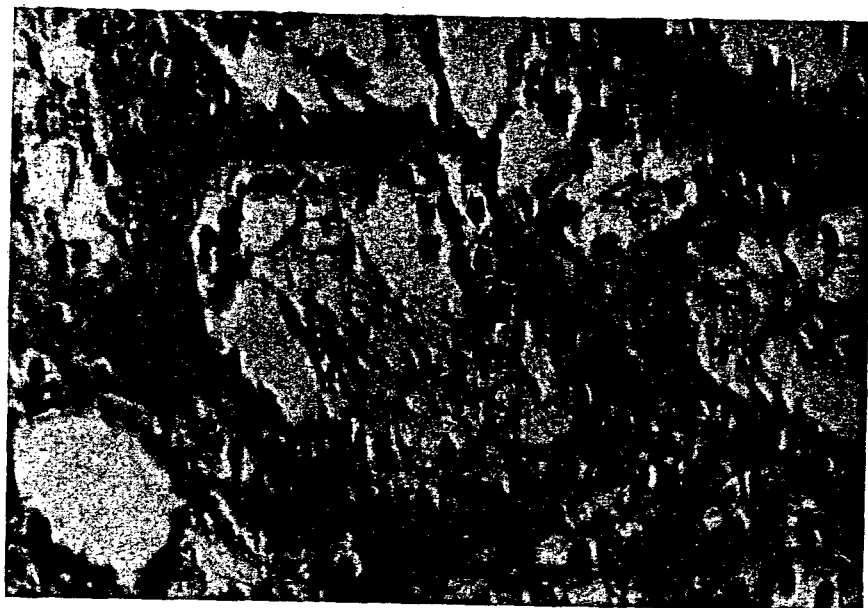
- ◆ I.- L. Izq. Proliferación Osteoblastos numerosos
- ◆★ L. Der. Espiculas

## Lamina 13 - Estudio Histologico 2



- ▶▶▶ 2- Osteoclastos (al centro)
- ▶ L. Der. numerosos osteoblastos

## Lamina 14 - Estudio Histologico 3



▶ 3- Hueso inmaduro rodeado de gran cantidad de osteoblastos

H. Muerto



H. Muerto

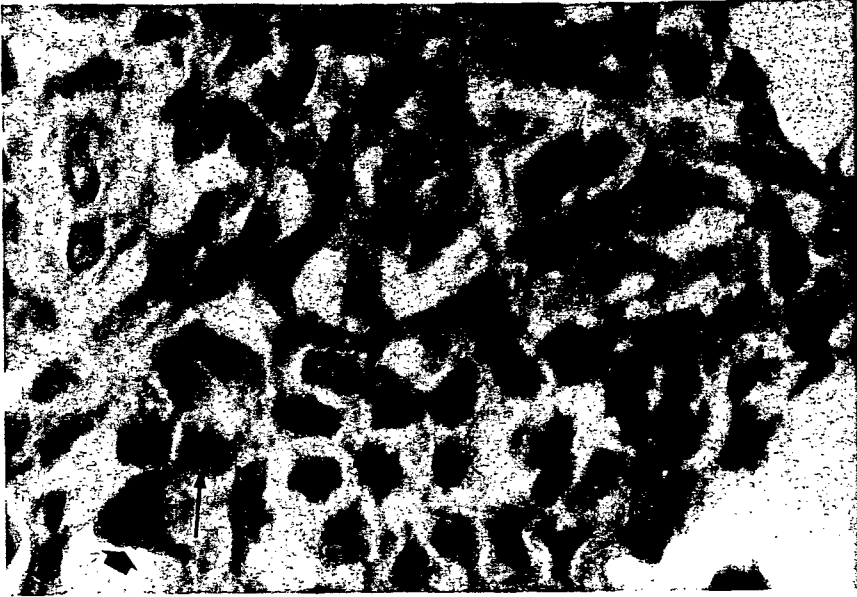
Sitio Penetracion Electrodo

Hueso Inmaduro

Lamina 15 - Estudio Histologico 4

- ▶★ 4- Sitio de penetración del electrodo (mitad superior)
- ▶ Hueso inmaduro de neoformación (mitad inferior)

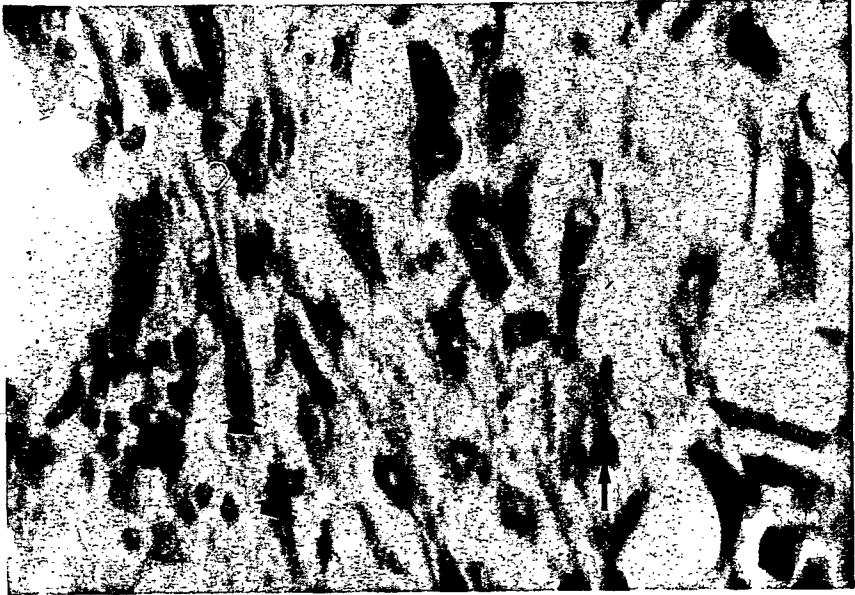
## Lamina 16 :- Estudio Histologico 5



### Osteoblastos

5.- Osteoblastos activos hiper cromasia nuclear.

# Lamina 17 - Estudio Histologico 6



Fibroblastos

Osteoblastos



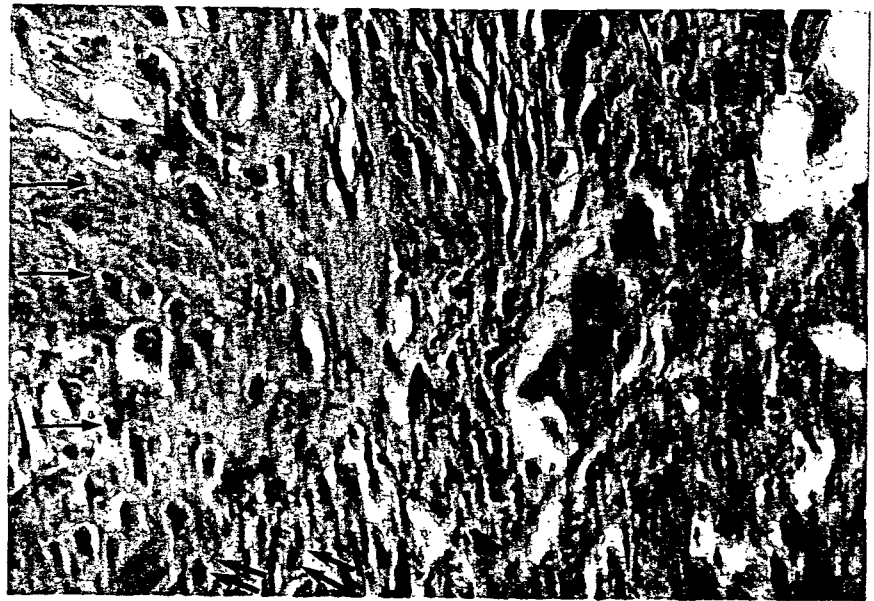
6- Osteoblastos y Fibroblastos



# Z O N A D E PENETRACION DEL ELECTRODO

## FIBROBLASTOS

SIDE



### Osteoblastos

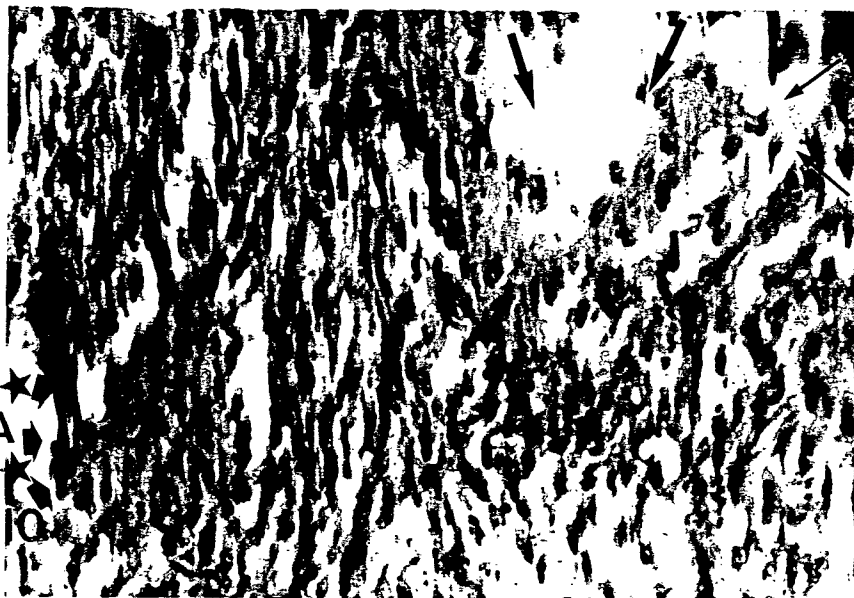
Lamina 18 - Estudio Histologico 7

- 7.- L. Der. Sitio del electrodo
- L. Izq. Osteoblastos y hueso neoformación

# ZONA DE NECROSIS

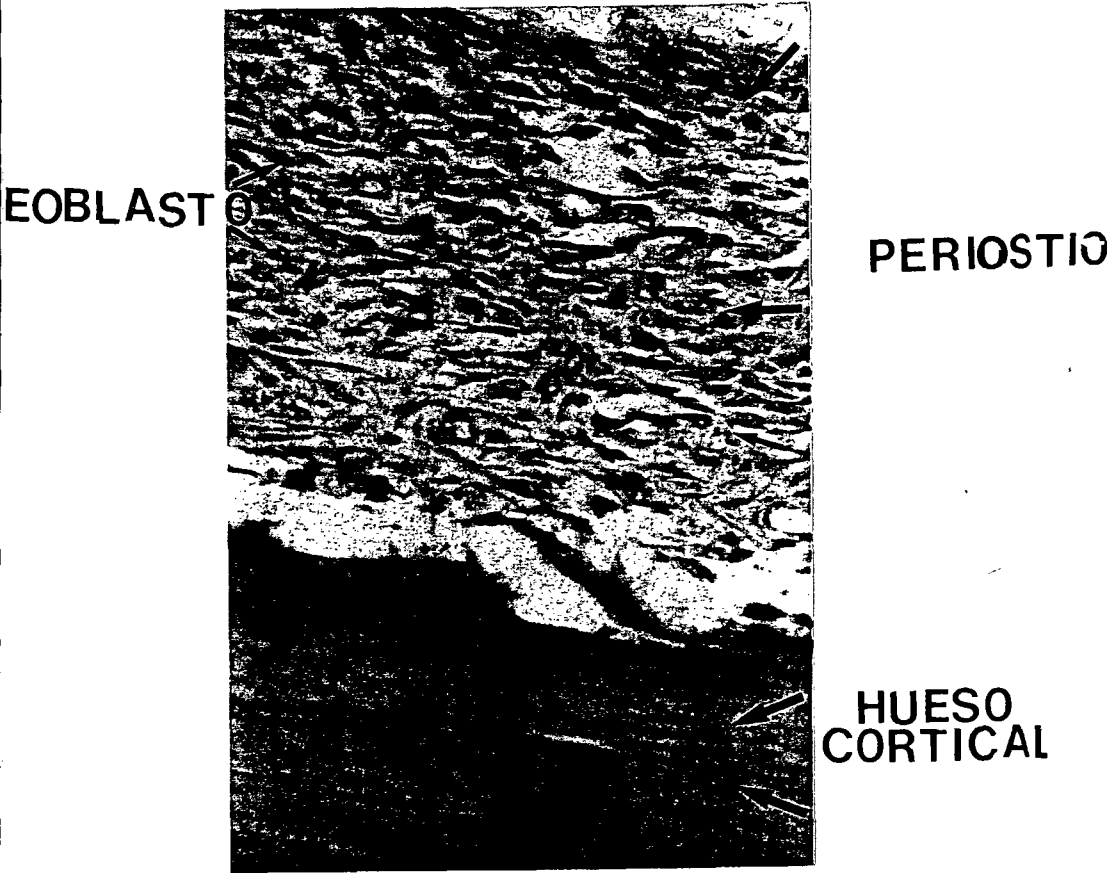
ZONA  
ENTRE  
LOS  
ELECT

OLIF. ★  
ENSA  
L  
IOSTIO



Lamina 19 - Estudio Histológico 8

8- Zona entre los electrodos: En la parte inferior proliferación - -  
intensa del periostio. ★◆



→ 9.- L. Izq. sitio de la estimulación

HUESO  
MADURO



OSTEOBLASTO

OSTEOCLASTO

● → 10- L. Izq. Hueso nuevo.  
 \* — L. Der. Zona reactiva.  
 OSTEOCLASTO

## DISCUSION.

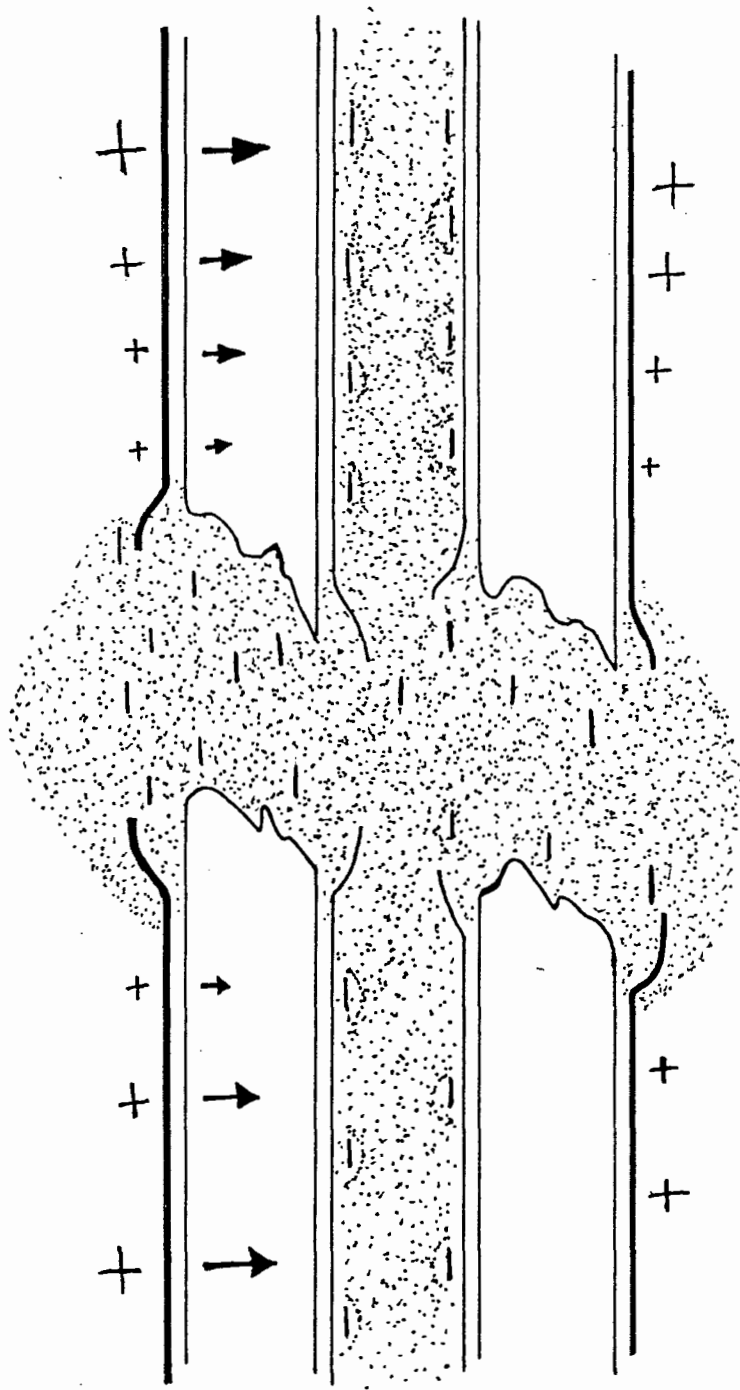
Las observaciones clínicas e histológicas realizadas sugieren que la formación de hueso casi siempre es orientada hacia el área del cátodo pero esto es relativo por la posición de ambos electrodos en el hueso por esto es necesario conocer el tipo de corrientes eléctricas normales en el hueso hueco.

Basset estableció en 1967, que existen en el hueso vivo una constante diferencia de potenciales entre el periostio y el endostio, estableciendo que el endostio siempre tiene un potencial negativo con respecto al periostio.

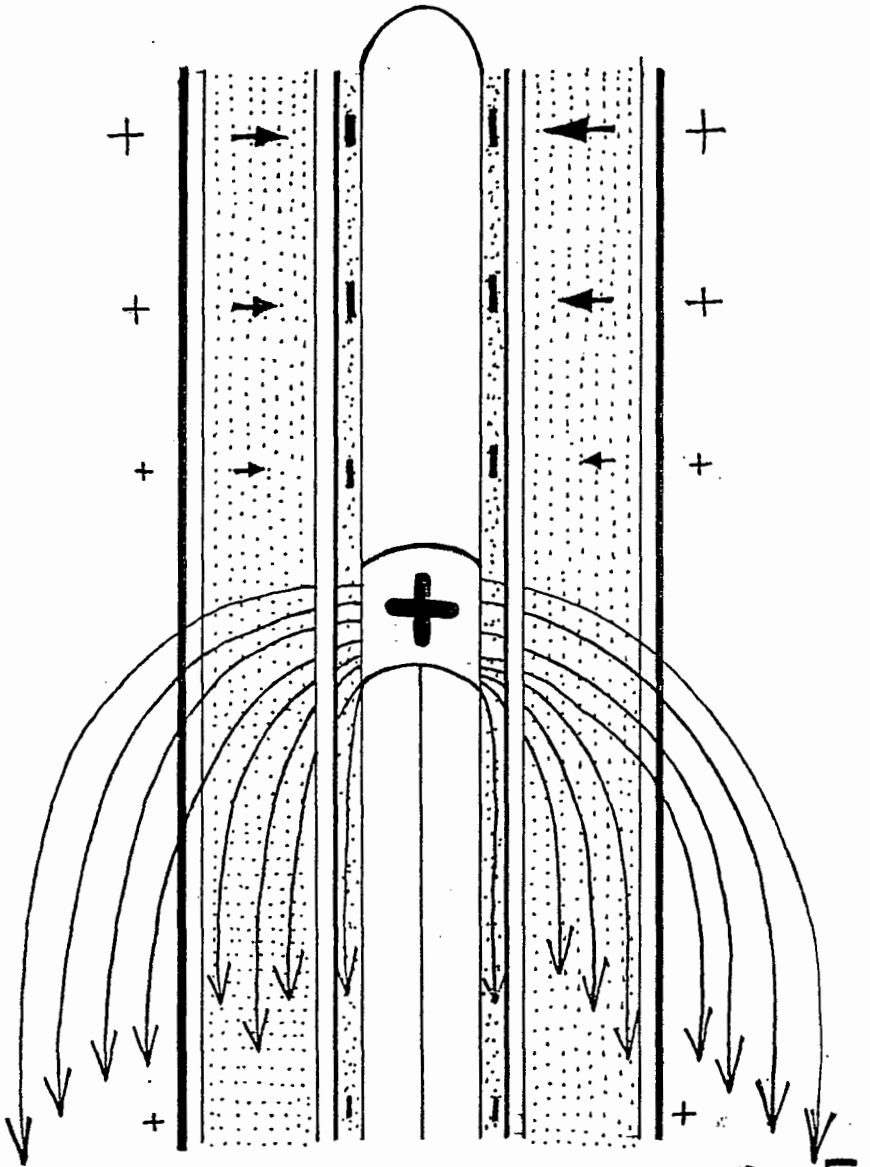
Jansen et. al en 1980, sugiere que la estimulación de las células óseas está en relación con la despolarización de las diferencias de potenciales normal. Esta hipótesis explica por ejemplo la formación de hueso en el área de la fractura, donde a través del hoyo de la fractura, la despolarización del periostio, corteza y endostio toman lugar (Lámina # 12). Una situación idéntica ocurre cuando la despolarización es inducida por la aplicación intramedular de electrodos positivos. La despolarización de la diferencia de potencial en la corteza es evidente (Lámina # 13).

Esta hipótesis explicaría los resultados clínicos de estimulación de crecimiento óseo en casos de "No Unión".

Los resultados obtenidos en esta primera fase de la investigación coinciden con los experimentos reportados por los investigadores citados consideramos que a pesar de ser éstos los resultados preliminares. La hipótesis planteada originalmente empieza a quedar demostrada. Sin embargo la investigación debe continuar a fin de justificarla plenamente.



LAMINA N°12



LAMINA  
N°13



## C O N C L U S I O N E S

- 1) La primera fase de este estudio experimental -- mostró resultados halagadores, al observar en es tudios histológicos la proliferación interna de osteoblastos en los huesos estimulados eléctricamente, no así en los brazos que sirvieron de testigos.
- 2) La estimulación del crecimiento óseo mediante - el uso de microcorrientes eléctricas, puede ser la solución para diversos problemas de no unión en fracturas de huesos largos, así como para - acelerar el proceso de curación de cualquier - fractura.
- 3) De seguir obteniendo los mismos resultados posi- tivos cuando se continúe esta investigación se- podrá afirmar que efectivamente el crecimiento- óseo puede ser inducido mediante el uso de co- rrientes eléctricas de mínimo voltaje a un bajo costo y popularizar su uso en la clínica.

R E S U M E N

Este trabajo fue realizado en la Sección de Cirugía del Departamento de Medicina y Salud Pública de la Facultad de -- Medicina Veterinaria y Zootecnia de la Universidad de Guadala -- jara y en la Unidad de Investigación Biomédica de Occidente - I.M.S.S.

Se presenta experiencia obtenida en 10 estudios clínicos e histológicos, realizados con material obtenido en la necrop -- sia de 10 perros operados con un modelo experimental de frac -- tura en el 3er. tercio medio del radio a lo que se les había implantado 2 electrodos de acero inoxidable en los polos de -- la fractura, y se les habían administrado corrientes de 20 -- W.a. con un aparato especialmente diseñado para dar ese vol -- taje a intervalos de 6 Hrs. Se dejó el miembro contralateral como testigo, los perros fueron vigilados y evaluados clínica y radiológicamente y a intervalos 3-6 semanas fueron sacrifi -- cados y estudiados los miembros operados y los testigos me -- diante estudios histológicos.

Se observó que la aplicación de corrientes directas de -- ese voltaje produce una respuesta efectiva en la reparación del hueso. Suponemos teóricamente que la estimulación eléctrica mejora la nutrición de los osteositos creando un mecanismo de retroalimentación que proporciona un efecto catódico el --- cual forma el nuevo hueso.

B I B L I O G R A F I A

- 1.- Basset, C.A.L., Backer, R.O.: Generation of electric-Potentials by bone in response to mechanical stress. Science 137, 1063-1064 (1962).
- 2.- Basset, C.A.L., Pawluk, R.J. Becker, R.O.: Effects of Electric currents on bone in vivo. Nature 204,242-262 (1974).
- 3.- Basset, C.A.L. Pawluk R.J. , Pilla, A.A.: Aceleration of fracture repair by electromagnética field. A Surgi cal noninvasive method. Ann. N.Y. Acad. Sci. 236,242-262 (1974).
- 4.- Basset, C.A.L., Pawluk, R.J., Pilla, A.A.: Augmenta - tion of bone repair by inductively coupled electromag netic fields. Science 184, 575-577 (1974).
- 5.- Becker, R.O.: Stimulation of partial bone regenera - tion in rats. Nature 235, 109-111 (1972).
- 6.- Cochran, C.V.B.: Experimental methods for stimulation of bone healing by means of electrical energy. Bull - N.Y. Acad. Med. 48, 900-911 (1975).
- 7.- Fukada, E., Yasuda, 1.: On the piezoelectrica effects on bone. J. Physiol. Soc. J. pn. 12. 1158-1169 (1975)
- 8.- Lavine, L., Lustrin, I., Shamos, M.H.: Moss, M.L.: - The influence of electric current on bone regeneration in vivo. Acta Orthop 42, 305-314 (1971).

- 9.- Lavine, L., Lustrin, I., Shamos, M.H.: Clinical and -  
ultrastructural investigations of electrical enhance-  
ment of bone healing. Ann. N.Y. Acad. Sci, 238, 552 -  
563 (1974).
- 10.- Marino, A.A. Becker, R.O.: Origin of the Piezo elec -  
tric effect in bone. Tissue Res. 8, 177-180 (1971).
- 11.- S. Stan J.C. Muller., W. Sansen., P. de Wale.:  
Effect of direct Current on de Healing of fractures -  
Principles and practice of research for surgical in -  
vestigators lang Hook Engl. pp. 48-53- (1988).
- 12.- Uhtoff, H.K., F.L. Dubuck.: Structures Change in the-  
dog ewder rigid internal fixation. Clinic Orthopedic,  
81-165 (1971).