

11245  
2 ej 105

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**



**FACULTAD DE MEDICINA**  
**División de Estudios Superiores**

**"EFECTOS DE LOS ESTIMULOS MECANICOS  
COMO INDUCTOR DE LA OSTEOGENESIS"  
ESTUDIO PRELIMINAR**

**T E S I S**  
**QUE PARA OBTENER EL TITULO  
EN LA ESPECIALIDAD DE  
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA  
P R E S E N T A  
DR. JAIME SUAREZ JAIME**



**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

México, D. F.

1988.



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

## INDICE.

	PAGINAS.
I. JUSTIFICACION -----	1
II. INTRODUCCION -----	2
a) Antecedentes historicos -----	2
b) Efecto de los esfuerzo en el hueso -----	5
c) Propiedades mecánicas del hueso -----	8
III. HIPOTESIS -----	10
IV. OBJETIVOS -----	11
V. MATERIALES -----	12
VI. METODOS -----	13
VII. RESULTADOS -----	15
VIII. FIGURAS Y GRAFICAS -----	16
IX. DISCUSION -----	22
X. CONCLUSIONES -----	23
XI. BIBLIOGRAFIA -----	24

#### JUSTIFICACION.

El presente trabajo tiene como base de estudio los diferentes casos en los cuales se encuentra como problema fundamental, la producción de osteogénesis.

Dentro de los múltiples padecimientos observados, en la especialidad encontramos diferentes factores etiológicos que llevarán a una osteopenia u osteoporosis. En estos casos se requieren procedimientos efectivos para revertir dichos procesos.

Se sabe que la estimulación mecánica conlleva a cambios eléctricos a nivel óseo, y se ha demostrado en investigaciones que la estimulación eléctrica directa, induce la osteogénesis. La experiencia clínica ha demostrado que las inmovilizaciones prolongadas de las extremidades traen como consecuencia una descalcificación severa con la consiguiente pérdida de propiedades mecánicas del hueso, haciéndolo frágil y retardando la rehabilitación del paciente.

Es por todo lo anteriormente mencionado que el desarrollo y comprobación de un método de estimulación mecánica, que sin la utilización de aparatos de alto costo, y con mayor funcionalidad pueden favorecer, a una gran población con las afecciones antes mencionadas reduciendo su estancia hospitalaria, fomentando la rápida rehabilitación e integración al medio familiar y laboral.

## INTRODUCCION

El hueso y el cartilago son estructuras sensibles, sus componentes cualitativos y cuantitativos dependen no solo de hormonas, enzimas, vitaminas, minerales y proteinas, sino también de la carga impuesta sobre ellos por la función.

La morfología del hueso, refleja la función diferencial de los osteoblastos y de los osteoclastos, los primeros responsables de la deposición ósea y los segundos de la resorción ósea, la carga normal es responsable del equilibrio dinámico entre la actividad de unos y otros. Cuando se aumenta esta carga se incrementa la actividad de los osteoblastos lo que conduce a la osteoesclerosis, por el contrario la reducción de la carga se refleja por osteoporosis, debida presumiblemente a disminución de la actividad osteoblástica desconociendose hasta el momento el mecanismo exacto gracias al cual las fuerzas biomecánicas se traducen en actividad metabólica celular del hueso.

Dentro de los pioneros en el trabajo de investigación se encuentran TRUETA (22) y KUNTSCHER (17), quienes en la década de los cuarenta descubrieron que se producía callo óseo como resultado de estímulos mecánicos, térmicos y químicos, fenómeno al cual denominaron callo sin fractura, además dentro de sus investigaciones encontraron que el hueso sometido a carga mecánica induce a electricidad.

llegando a la conclusión de que la fuerza induce a la formación de callo, el cual a su vez producía electricidad y que la generación de esta última se encontraba ligada a la viabilidad del osteocito. YASUDA (30) en sus investigaciones se encontró con el mismo fenómeno pero postuló que la fuerza induce electricidad, la cual induce a la formación de callo óseo y mencionó que todo cambio de las condiciones ambientales se convierten primero en energía eléctrica que a su vez actúa sobre las células obligándolas a proliferar y a formar callo óseo. YASUDA y FUCADA fueron los primeros en hablar de la piezoelectricidad ósea; siendo continuados estos estudios por FRIEDENBERG (9-10-11), BRIGHTON (7) HASSLER (13), BASSET (1-2), BECKER (4-5), los cuales han experimentado la aplicación de corriente eléctrica en pequeñas cantidades del orden de los microamperios a huesos sanos y fracturados, demostrando que lo enunciado por YASUDA que el efecto piezoelectrico se debe a la presencia en el hueso de componentes no vivientes ya que el hueso contiene sales de hidroxapatita de diferentes características y que el resultado final era la formación ósea. En lo anterior al igual que la teoría de TRUETA (22) respecto a que la calcificación es un prerrequisito para la osificación por necesitarse primero de una red rígida para que el osteocito ancle sus prolongaciones protoplasmáticas, desde el punto de vista del efecto piezo eléctrico también la calcificación

es un prerrequisito necesario para la conducción de corriente eléctrica a través de los cristales de hidroxiapatita que le dan al hueso carácter de material piezoelectrico. BECKER (4-5) en 1977 analizó la interfase entre la hidroxiapatita y la colágena como unidad semiconductor, una unidad entre dos cristales en los cuales la capacidad relativa de electrones es diferente. La colágena cristalina tiene una tendencia a la abundancia de electrones, en contraste de los cristales de hidroxiapatita que tiene una pérdida de ellos, la inclinación de esta unidad generará un potencial eléctrico. En resumen la electricidad teóricamente podría ser generada en el hueso en cualquiera de los tres tipos: una carga en las fibras de colágena inclinada, una inclinación en las moléculas de mucopolisacáridos y una carga en la interfase de colágena hidroxiapatita. BECKER (4-5) ha analizado las propiedades electricas del hueso, en un esfuerzo para determinar cual de los mecanismo operan en realidad. Sus estudios indican que estas propiedades no son simplemente suficientes para ser explicadas por el uso de efecto piezoelectricos encontrados en una clase de cristal. BASSET (1-2) coincide con los puntos de vista de BECKER considerando el origen de la electricidad en la multitud de uniones minúscula entre la colágena y la hidroxiapatita, él en una serie de experimentos tomó espículas óseas de varios anchos los cuales fueron gradualmente deformadas

mientras media la electricidad generada en la respuesta, en cierto punto conocido como deformidad plástica el hueso no se extendía lo suficientemente a su posición inicial persistiendo en su posición de deformidad. Observo que hasta que se alcanzaba la deformidad plástica las espículas de hueso de todo los anchos generaba electricidad gradualmente en proporción directa con la deformidad que se había alcanzado. Por ello la cifra de incremento de producción total declinaba más marcadamente en los especímenes gruesos los cuales alcanzaba la deformidad plástica después de una mínima deformidad. Demostrando que en el hueso la hidroxipatita es el material más fuerte y la colágena el más flexible y el modulo de elasticidad del hueso descansa entre el mineral y la proteína.

#### EFFECTO DE LOS ESFUERZOS EN EL HUESO:

Debemos recordar que todo cuerpo sometido a esfuerzo experimenta una deformación. En física, se define a la deformación como el cambio en forma o dimensión que experimenta un objeto cuando es sometido a esfuerzo. Si al cesar el esfuerzo el cuerpo recupera su forma o dimensión originales, se habla de deformaciones elasticas y si no la recupera quedará una deformación permanente que recibe el nombre de deformación plástica.

El estudio de los efectos que tiene los esfuerzos en el hueso se



dividen en: efectos inmediatos, efectos mediatos y efectos en el tejido óseo.

Dentro de los efectos inmediatos: en condiciones normales, es decir cuando un hueso sano es sometido a esfuerzo fisiológico el efecto inmediato de estos es producir una deformación de tipo elástico, es decir, que el hueso recobra sus forma y sus dimensiones originales al cesar los esfuerzos.

Dentro de los esfuerzos mediatos podemos encontrar varios casos: Primero: en condiciones normales, los esfuerzos tienen una influencia decisiva en la forma y estructura del hueso como veremos más adelante.

Segundo: los esfuerzos de magnitud aumentada producen una deformación plástica aunque se trata de un hueso normal. Es el caso de las artrosis en la que un acetábulo previamente normal experimenta inclinación, o la cabeza femoral se aplasta por efecto de esfuerzos de compresión de elevada magnitud.

Tercero: en caso de hueso enfermo los esfuerzos producirán también una deformación plástica, aunque la magnitud de dicho esfuerzo esté dentro de los límites fisiológico. Es el caso de las deformaciones que encontramos en el raquitismo y en otros padecimientos óseos.

Dentro de los efectos en el tejido óseo vivo. En el hueso vivo los efectos de los esfuerzos son diferentes, según se trate de tejido

óseo maduro o de tejido mesenquimatoso pluripotencial. Para este estudio nos interesa los efectos en el hueso maduro. Sobre éstos los efectos dependen únicamente de la magnitud de los esfuerzos y no del tipo de ello, es decir, que los efectos en el hueso serán diferente según la magnitud, sin importar que los esfuerzos sean de compresión, de tracción o cortante.

La magnitud fisiológica de los esfuerzos es el estímulo para la transformación ósea contigua, con un balance entre la actividad osteoblástica y la osteoclástica en el proceso continuo de recambio óseo, y está regido por la magnitud normal de los esfuerzos. Dentro de los límites fisiológicos, la magnitud de los esfuerzos es variable, los de mayor magnitud activan la formación ósea al incrementar la actividad osteoblástica dando por resultados las diferentes densidades que presenta la estructura en el hueso normal. Cuando la magnitud de los esfuerzos es menor de lo normal predomina la resorción ósea, por disminuir la actividad osteoblástica. Es el caso de la osteopenia por desuso. Si la magnitud de los esfuerzos se encuentra aumentada más allá de los límites normales predominan la aposición ósea por incremento de la actividad osteoblástica en forma proporcional al exceso en la magnitud de los esfuerzos. Cuando la magnitud de los esfuerzos aumenta en forma muy considerable, predomina la resorción ósea por aumento de la actividad osteoclástica.

#### PROPIEDADES MECANICAS DEL HUESO:

Son las características que presenta el hueso ante una carga o esfuerzo, encontrándose una relación entre los esfuerzos y la deformación. En el hueso se relaciona con los esfuerzos de tensión, de compresión y cizallante, y se comporta igual a la tensión que a la compresión y al cesar los esfuerzos se recupera su forma original, encontrándose que la deformación no es proporcional al esfuerzo después del límite elástico.

El esfuerzo con el cual ocurre una deformación plástica permanente recibe el nombre de esfuerzo límite o límite elástico, que es aquel esfuerzo en que el hueso se alarga permanentemente en un 0.2% , puesto que el hueso también se alarga elásticamente es necesario utilizar el módulo elástico de YOUNG (27), para restar la deformación elástica de la deformación total a medida que se realiza las pruebas de esfuerzos y así identificar al límite elástico que es la primera propiedad que encontramos. (Fig. 1).

Cuando se ha producido la deformación permanente y al aumentar el esfuerzo el hueso continúa deformándose hasta alcanzar un máximo esfuerzo inmediatamente antes de que se produzca la fractura, llamado esfuerzo máximo de tensión, este es la segunda propiedad de interés (Fig. 1.), finalmente el hueso se fractura cuando se deforma lo suficiente, la deformación o alargamiento de la fractura es la ter-

cera propiedad, ya que indica la ductilidad del hueso.

Para la determinación de las características del hueso este es sometido a prueba de tensión, prueba de compresión y prueba de cizallamiento.

YAMADA (29) en 1970 realizó dichas pruebas en huesos de personas entre 20-39 años (Fig. 2.) encontrando que aquellos huesos sometidos a carga continua, presentaba mayor resistencia a la fractura, como es el caso de la tibia que es un hueso de carga con respecto al húmero y al radio.

En el presente trabajo se realiza un diseño experimental donde se determina las propiedades mecánicas de la tibia de conejo normal a cargas de compresión y de tensión, así como los potenciales eléctricos que se generan ante un esfuerzo.

#### HIPOTESIS.

Los estímulos mecánicos en hueso generan potenciales eléctricos que inducen a la osteogénesis.

## OBJETIVOS .

Diseñar un programa experimental, con los recursos a nuestro alcance que nos permita demostrar que la estimulación mecánica tiene relación con la estructura y producción de masa ósea.

## MATERIALES

Para el presente trabajo se utilizaron dos tibias de un conejo macho de raza Nueva Zelanda de 4.5 kilogramos de pesos.

Un montaje experimental diseñado para el presente trabajo que consta de: ( ver Fig. 3 ).

1. Una prensa mecánica para fijar el hueso.
2. Dos electrodos que se fijan a la cortical del hueso.
3. Dos amplificadores de señales de 5.000X .
4. Un campo magnetico.
5. Una bobina.
6. Un osciloscopio (Techtronic type 561 B).

Una máquina tipo INSTRON para determinación de pruebas de tensión y de compresión. (ver Fig. 4)

## MÉTODOS.

El presente trabajo lo dividimos en dos etapas; en una primera etapa se determinará el potencial eléctrico generado y la deformidad ante un esfuerzo. En la segunda etapa se determinará las propiedades mecánicas del hueso ante carga de compresión y de tensión.

Iniciaremos con la primera etapa del trabajo colocando un tibia en la prensa mecánica del montaje experimental. (ver Fig. 3), y se fija en su extremo proximal, se colocan dos electrodos a nivel de tercio medio de la diafisis, se coloca una sistema de carga en los extremos libres que va conectado a una celda solar.

Se le aplica una carga de flexión de tres kilogramos a nivel del extremo libre del hueso, observándose una deformación en flexión de tres milímetros. Además se desencadena una reacción que comprende los siguientes pasos: los electrodos colocados a nivel de la diafisis del hueso toma la señal del cambio de potencial eléctrico generado y lo lleva a un amplificador de señales (1) pasando posteriormente la señal a los osciloscopio graficándose el potencial eléctrico generado. (ver Fig. 5).

A nivel de las celdas solar esta se abre con la magnitud del esfuerzo y lo transforma en una señal, la cual es conducida a un amplificador de señales y llevado a osciloscopio el cual grafica el porcentaje



de deformación generada por el esfuerzo.

En la segunda etapa del experimento se toman las dos tibias y se les coloca una base de resina en sus extremos, se dejan fraguar la resina por 24 horas.

Se toman una tibia y se coloca en la maquina tipo INSTRON y se determinan las propiedades mecanicas a la compresión, agregandose carga ciclica progresiva hasta llegar a la fractura.

Igual se hace con la otra tibia , y se determina las propiedades mecanicas a la tensión.

## RESULTADOS

La aplicación de una carga de 3 kilogramos produjo un desplazamiento en flexión de 3 milímetros generando un potencial eléctrico, el cual fué registrado en el osciloscopio con un voltaje máximo de 180 milivoltios con una duración de 150 milisegundo. (ver Fig.5). La deformación elástica registrada fué del 0.36% .

Se encontro que el máximo voltaje generado del hueso correspondia a la máxima rapidez de aplicación de la carga.

En las pruebas mecanicas se encontró que el hueso se fracturó más rapidamente a las cargas de tensión que a las de compresión.

La deformidad plástica a la compresión se presentó a carga de 25 kilogramos y las fracturas se presentó a carga de 30 kilogramos.

La deformidad plástica a la tensión se presentó a carga de 15 kilogramos y las fracturas a carga de 20 kilogramos. (ver Fig. 6.)

FIG (1)

## PROPIEDADES MECANICAS DEL HUESO

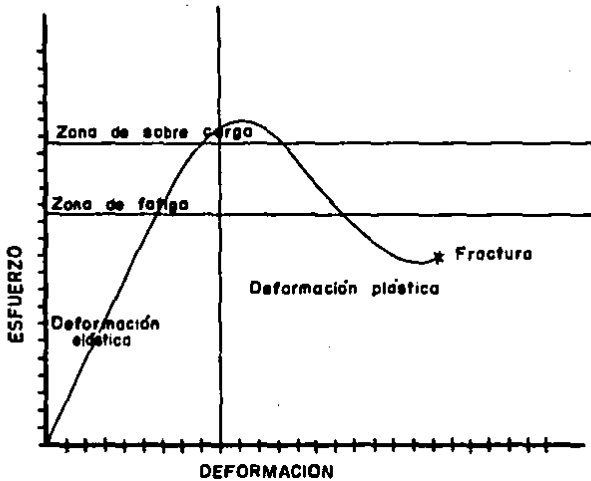


FIG ( 2 )

CURVA DE ESFUERZO

DEFORMIDAD EN HUESOS DE PERSONAS ENTRE 20 Y 39 AÑOS

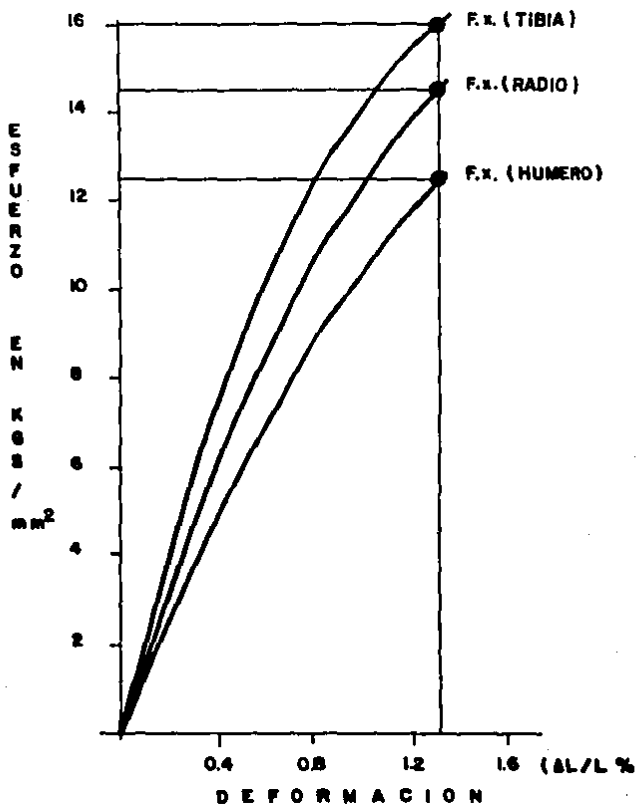
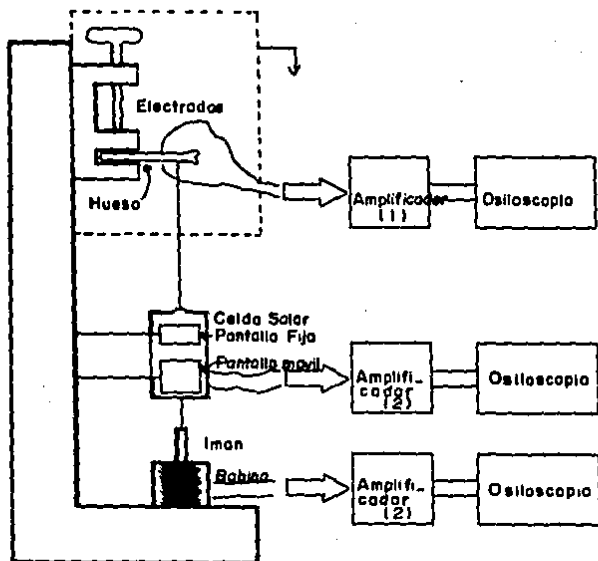
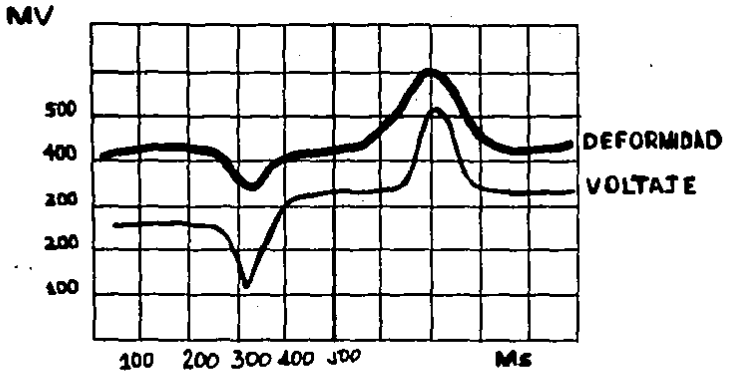


FIG (3)

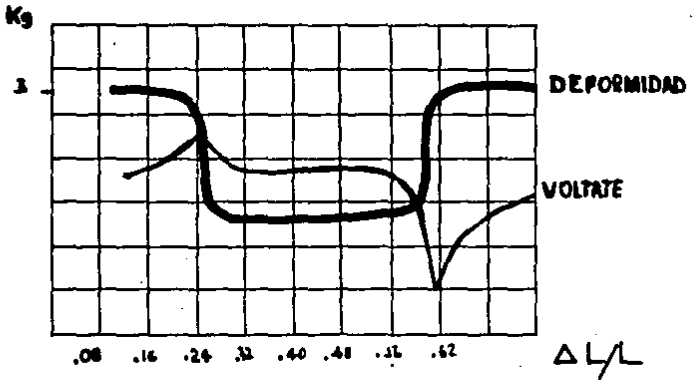


**MONTAJE EXPERIMENTAL PARA DETERMINAR  
POTENCIALES ELECTRICOS Y DEFORMIDAD EN  
HUESO**

FIG. (5)



GRAFICAS DE LA RELACION ENTRE EL POTENCIAL ELECTRICO GENERADO Y LA DEFORMIDAD ANTE UN ESFUERZO



#### DISCUSION.

Los hallazgos encontrados en la primera etapa del trabajo, en relación de que un esfuerzo a nivel del hueso genera un potencial eléctrico; se encuentra de acuerdo a lo reportado por diferentes autores, principalmente BASSET (3). Pero no coincidimos en sus resultados ya que nosotros encontramos que el máximo voltaje generado por el hueso guarda relación directa con la velocidad al aplicar la carga y no con la máxima deformidad registrada como lo reporta Basset. Por lo tanto sugerimos que se fundamenten estos hallazgos, realizando una mayor cantidad de sesiones experimentales y documentando mas datos encontrados para un procesamiento posterior. Dentro de las pruebas mecánicas realizadas en el hueso de conejo, los resultados obtenidos son similares a los encontrados por WHITE y Col (24 & 25).

#### CONCLUSIONES.

Dentro del presente trabajo se ha cumplido el objetivo primordial ya que el diseño experimental realizado demostró, que ante un estímulo mecánico se generan potenciales eléctricos completándose así la primera fase de la hipótesis.

Sin embargo se requiere desarrollar la segunda fase de la hipótesis con una nueva fase experimental y mediciones más precisas con mayor número de experiencias para poder comprobar totalmente lo anterior.



BIBLIOGRAFIA.

1. Basset CAL pawluk RJ Becker RD :Effects of electrical currents on bone in vivo. Nature, 204:652-655, 1964.
2. Basset CAL pawluk RJ pilla AA : Augmentation of bone repair by inductively coupled electromagnetics fields. science,184: 575-577. 1974.
3. Basset CAL Becker RD: Generation of electric potential by bone in response to mechanical stress. science,137: 1063-1064, 1962.
4. Becker RD MD: Clinical Experience with low intensity direct current stimulation of bone growth, Clinical Ortho. and related research, number 124, May. 77-83, 1977.
5. Becker RD : The significance of electrically stimulated osteogenesis Clinical Ortho. and related research, number 141: 366-374, 1979.
6. Brighton CT MD PH D: Direct current stimulation of non-union congenital pseudoarthrosis. J. Bone and Joint surgery Vol. 57-A No 3 April 1975.
7. Brighton CT MD PH D Black J Friedenberg ZB Esterhai JL: A multi-center study of the treatment of non-union with constant direct current. j. Bone and joint surgery Vol. 63: 2-13. 1981.
8. Buch F MD: The bone growth chamber for quantification of electrically induced osteogenesis. J. Orthop. and related research. 4(2) 194-203 1986.

9. FriedenberG ZB Brighton CT: Bioelectrical potencial in bone. J. Bone and Joint Surgery, 48-A :915-1023. July 1966.
10. FriedenberG ZB Roberts PG: Stimulation of fracture healing by direct current. J.Bone and Joint Surg, 56-A 1028-1030 July 1974 Nº 5.
11. FriedenberG ZB : Healing of non-union of the medial malleolus by means of direct current: A case report.J.Trauma, 11:883-884, 1971.
12. FriedenberG ZB Zemsky LH: Stimulation of fracture healing by curren in the rabbit fibula. J. Bone and Joint Surg. 53-A 1400-1403 oct, 1979.
13. Hassler CR: studies of enhanced bone healing via electrical stimuli. Clinical Ortho. and related research, number 124, May. 1977 pag. 2-29.
14. Hellinger J.: Electrical stimulation of the callus-formation by means of bipolar rectangular pulse sequences. Arch Orthop. Trauma Surg. 16: 214-246. 1980.
15. JURIST, J. M.: In vivo Determination of the elastic response of bone. I. Method of ulnar Resonant frequency determination. Phys. Med. Biol. 15: 417-426, 1970.
16. Kraus w Lechner F: La curacion de pseudoartrosis y fracturas espontáneas mediante potenciales electricos que forman estructuras. munchener Medizinische wocheschrift. Nº 5 pag.293-300 1974.

17. KUNTSCHER G: El enclavado intramedular: 1ª edición, Barcelona (ESP) Ed. Labor; 1-33, 1974.
18. Leroy LS Lustrin Irving Rinaldi RA Liboff AR : Experimental model for studying the effect of electrical current on bone in vivo. Nature 224: 1112-1113. 1969.
19. MONTES GARCIA CARLOS : Estimulación de la osteogénesis mediante corriente eléctrica directa ; estudio experimental preliminar de la relación entre intensidad y tiempo. Tesis Esp Ort. Trauma. México: UNAM Fac. Med. 1979. 36 pag.
20. RADIN ERICK, Biomecánica práctica en Ortopedia México: Editorial Limusa 1981. Pag:59-71.
21. SCHUBERT KW: Result of fluorescence microscopy studies of bone healing by direct stimulation with bipolar impulse currents and with the interference current procedure in the animal experiment. Jan-feb. 124 (1) Pag. 6-12, 1986.
22. TRUETA J: La estructura del cuerpo humano, Osteogénesis, investigaciones sobre el origen del osteoblasto, Editorial labor S.A. 1975 pag. 1-25.
23. TRUETA J: La estructura del cuerpo humano, Fuerza Mecánicas y forma ósea. Editorial labor 1975. pag 47-51.
24. WHITE A, PANJABI M M and SOUTHWICK W O: Effects of compression and cyclical loading on fracture healing-A Quantitative biomechanical Study, J biomech, 10: 233-239, 1977.

25. WHITE A.A, PANJABI M.M and SOUTHWICK, W.O.: The four biomechanical stage of the fracture repair. J. Bone and Joint Surg, 59-A: 188-192, March 1977.
26. WHITE A.A, PANJABI M.M and HARDY R.J. :Analysis of mechanical Symmetry in rabbit long bones. Acta Orthop Scand. 45,328-336,1974.
27. WILLIAM A. NASH. Resistencia de materiales. Edit. Mc Graw-Hill 1980. Pag 1-51.
28. WOLF J.W. Jr. WHITE A.A. and PANJABI M. COOLS.: Comparison of Cyclic-loading versus constant compression in the Treatment of Long-Bone Fracture in Rabbits. J.Bone and Joint Surg, 63-A pag 805-810, Nº 5 June 1981.
29. YAMADA H: Streng of biological materials. Edited by F.G. Evans Editorial Williams and Wilkins, Conn, Baltimore 1970, pag 90.
30. YASUDA I: Fundamental aspects of fracture treatment. Clinical Ortho. and related research, Nº 124 May. pag 5-8 1977.
31. YASUDA I.:Electrical callus and callus formation by electret. Clinical Otho. And related research Nº 124 May.pag 31-39, 1977.