

11245  
2 ej 48

# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO



FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
Instituto Mexicano del Seguro Social  
HOSPITAL DE TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA  
"MAGDALENA DE LAS SALINAS"

## ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LA ESTIMULACION MECANICA COMO INDUCTORA DE LA OSTEOGENESIS.

### T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
ESPECIALISTA EN  
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA  
P R E S E N T A:

*DR. CAMILO HERNANDEZ CORDOBA*



MEXICO, D. F.

FALLA DE ORIGEN

1988



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.

# I N D I C E

	PAG.
INTRODUCCION -----	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS -----	4
HIPOTESIS -----	15
OBJETIVOS -----	16
DISEÑO EXPERIMENTAL -----	17
METODO -----	18
TECNICA QUIRURGICA -----	21
OBTENCION DE DATOS -----	22
EVALUACION RADIOGRAFICA -----	24
ANALISIS DE RESULTADOS -----	32
DISCUSION -----	34
BIBLIOGRAFIA -----	36

## INTRODUCCION.

El presente trabajo tiene como base de estudio los diferentes casos en los cuales el denominador común es la osteopenia, -- por lo cual es necesaria la inducción de la osteogénesis. Dentro de los múltiples padecimientos englobados en la especialidad encontramos diferentes factores etiológicos que llevarán a una osteopenia importante, y los cuales necesitan de un procedimiento efectivo para revertir dicho proceso.

Entre los tipos de patología que se pueden incluir dentro de esta consideración están padecimientos del tipo congénito como Osteogénesis Imperfecta o Seudoartrosis Congénita de tibia. En otro grupo de enfermedades se encontrarían alteraciones de tipo traumático en las cuales a causa de una inmovilización - prolongada se pueden desencadenar cambios osteopénicos importantes, en ocasiones asociados con Seudoartrosis o Retardo de la consolidación. También, se podría considerar a pacientes con trastornos de naturaleza metabólica o inmunológica tales como Artritis Reumatoide o Artritis Gotosa. Existe, además, un número importante de pacientes que padecen osteoporosis en relación a cambios asociados con el proceso de envejecimiento y de tipo endocrino como la osteoporosis postmenopáusica, la cual engloba estadísticamente una frecuencia notable dentro de la población femenina.

Teniendo en cuenta lo anteriormente mencionado existe un volumen significativo de pacientes dentro de la práctica ortopédica cuyo problema común es la pérdida de masa ósea o la desmineralización del hueso. Por este motivo es importante contar con métodos clínicos y radiográficos confiables para evaluar el grado de pérdida ósea de acuerdo a variables establecidas como edad, sexo, actividad física entre otras. Por lo tanto el primer propósito de este estudio es el de evaluar los cambios clínicos, de laboratorio y radiográficos que permitan demostrar la aparición de una osteoporosis significativa, previniendo el riesgo potencial de fracturas o incapacidad por mala calidad ósea.

De otra manera, se ha demostrado por investigaciones anteriores que la estimulación piezoeléctrica induce a la Osteogénesis. También de igual forma, se sabe que al llevar a cabo estimulación mecánica se van a producir cambios eléctricos, los cuales a su vez llevarán a producción de material osteoide en el hueso afectado, con la consiguiente aceleración de la Osteogénesis.

En países desarrollados se cuenta en la actualidad con aparatos de estimulación eléctrica, los cuales debidos a altos costos y sofisticación son inalcanzables en la mayoría de países en vía de desarrollo para su utilización masiva. Por todo es

to, ha surgido la motivación en este estudio experimental de utilizar un dispositivo de estimulación mecánica, obteniendo así parámetros para cuantificar la cantidad de estímulo necesaria para llevar a fenómenos piezoeléctricos, los que a su vez tendrán como resultado final una osteogénesis valorable.

Con el desarrollo de este estudio se obtendrán datos representativos, inicialmente respecto al progreso del proceso osteoporótico en animales de experimentación y posteriormente a la evolución de la Osteogénesis subsecuente a la estimulación mecánica.

Toda esta información es posible transporlarla en un futuro a toda la población con afecciones de tipo ortopédico o traumatólogo cuyo trastorno básico sea la presencia de osteoporosis. Todo esto redundará en una prevención y diagnóstico precoz de la patología mencionada, y a su vez en una reducción de la estancia hospitalaria, fomentando así la rápida rehabilitación e integración al medio familiar y laboral.

Dentro de este contexto, teniendo en cuenta los antecedentes experimentales y clínicos, este estudio es factible de aplicarse en el medio asistencial de la especialidad.

### ANTECEDENTES CIENTIFICOS

Dentro de la Osteología experimental se han hecho varios estudios para descubrir la célula predecesora del Osteoblasto. Joseph Trueta basado en sólidas investigaciones (microradiografía ósea, microscopía electrónica, microscopía fluorescente y timidina triciada) ha postulado -- que la célula endotelial de los capilares es la predecesora -- del osteoblasto, esto constituye la llamada teoría vascular -- del origen óseo. (21).

Los osteoblastos son los responsables primarios de la regeneración ósea y en unión con los osteoclastos dan una gran medida de plasticidad para la remodelación ósea. Estos procesos adaptan los elementos estructurales del hueso a las demandas mecánicas con gran precisión. Osteogénesis y osteoclasia tienen 3 requisitos fundamentales a saber, la célula ósea, la -- nutrición propia y el estímulo propio. Los dos últimos factores constituyen principalmente el medio ambiente celular. Las estructuras y características físicas del microambiente celular determinarán la cantidad de nutrientes que atravesarán la membrana plasmática y servirán para la utilización intrínseca celular.

Se ha aceptado en general que el tejido óseo es uno de los -- elementos biológicos más durables. Esta cualidad puede permiti

tir conclusiones erróneas respecto a que el tejido celular es relativamente inerte. El tejido óseo es un estado en constante intercambio, aún en el animal maduro. La rapidez con la cual osteoblastos y osteoclastos son capaces de actuar, fue investigada por Goldhaber en 1966 realizando estudios en cultivos óseos. El observó en su estudio como pequeñas trabéculas óseas eran completamente destruidas y reemplazadas en 24 horas (4) (7)

Numerosas investigaciones metabólicas y densitométricas han demostrado que destrucción ósea detectable clínicamente, ocurre bastante rápido luego de que fuerzas extrínsecas que actúe sobre el esqueleto se reduzcan significativamente por reposo en cama o inmovilización. (Birge y Whedon, 1968). De hecho L.C. Johnson demostró en 1964 que un osteoclasto maduro multinucleado es capaz de realizar remoción ósea a razón de - 100 micras por día. De estos y muchos otros hallazgos, se deduce que las acciones osteoblásticas y osteoclásticas son las responsables de la plasticidad ósea y de su remodelación en respuesta a los estímulos mecánicos. La inquietud central en términos simples es: ¿Cómo hacen estas células para saber -- cómo, cuando y en que orientación comienzan y suspenden su -- función? ¿Cómo es posible para las células en el mesénquima -- especializarse simultáneamente en osteoblastos y osteoclastos sobre superficies adyacentes dentro de unas pocas micras una-



de otra? Tal grado de precisión implica un control limitado de estímulos en ciertas regiones. (13)

Quizás una de las más importantes piezas de este rompecabezas fue identificada hace cerca de un siglo por Wolff en 1892. El popularizó el concepto de que las trabéculas óseas están orientadas para resistir mejor las fuerzas extrínsecas, las cuales ellas deben soportar. Esta precisa relación entre forma esquelética y función ha sido sujeto de interesantes estudios. Como puntualizó Weiss todo un espectro de tejidos conectivos, incluyendo ligamentos, fascia, cartilago, y arterias refleja en su arquitectura los efectos de fuerzas físicas dinámicas. Un concepto más actual de Basset refiere: la forma de un hueso es dada por la colocación de elementos óseos en dirección a fuerzas funcionales y aumenta o disminuye su masa para reflejar la cantidad de fuerzas funcionales. (22) (4)

Existen teorías respecto al papel que juegan las estructuras del esqueleto tisular para entender los mecanismos de las fuerzas funcionales. Al menos existen dos probabilidades, primero, las células probablemente están involucradas como intermediarios entre función y forma, actuando de alguna manera como "receptores de fuerza". Segundo, es conocido que el comportamiento de ciertos biopolímeros de cadena larga y -

materiales cristalinos como colágeno son afectados directamente por la fuerza. En conclusión, la presión puede afectar el comportamiento celular y segundo la energía mecánica puede -- ser convertida a señal o estímulo para dirigir la actividad celular.

A causa de todas las propiedades óseas mencionadas, las actividades de intercambio metabólico difieren en gran medida en relación con los tejidos blandos. Una característica obvia que distingue al tejido óseo de los demás tejidos es su dureza y de ahí su función como soporte del cuerpo y surtidor de calcio. La última función parece ser la más importante, ya que muchas veces el esqueleto se puede afectar como soporte corporal, a causa de que su sustancia es removida para mantener los niveles de calcio sérico. En un adulto normal cuando el cartilago de crecimiento se ha cerrado y el esqueleto ha madurado la deposición de nuevo tejido y la remoción del ya mineralizado constituye el recambio óseo y las variaciones en estas dos actividades son responsables en gran medida de la apariencia del hueso. En el hueso compacto esta actividad ocurre principalmente dentro de los canales de Havers, mientras que en el hueso esponjoso ocurre en las superficies trabeculares.

Los detalles de la formación ósea están bien establecidos. --- Los osteoblastos forman la matriz orgánica, conocida como os-

teoide, la cual consiste en colágeno, agua y pequeñas cantidades de polisacáridos. El osteoide es depositado sobre superficies óseas en capas que contienen fibras de colágeno de discreta orientación variable, la cual da al tejido una característica apariencia bajo la luz polarizada. Después de un período de aproximadamente 15 días en un adulto joven, ocurren cambios en el material osteoide, la cual es visible por varias técnicas con colorantes. El tejido pierde agua y acumula minerales en la forma de fosfato cálcico amorfo, el cual aparece como una banda granular en el osteoide transluciente. Este se llega a convertir en hidroxapatita, la forma característica mineral de calcio y fósforo en el hueso maduro. Después de un rápido aumento de aproximadamente el 70% de la cantidad final, el contenido mineral óseo aumenta levemente. La acumulación final de mineral tiene lugar en los canales vasculares en el espacio de tejido blando hacia atrás de la línea de cemento que se encuentra totalmente mineralizada. El proceso de formación consiste en el relleno de los túneles del hueso cortical y la deposición de láminas de tejido sobre las superficies trabeculares.

Si por alguna razón, es inadecuada la provisión de calcio, el mineral no es depositado en el nuevo matriz cuando llega a ser calcificable, entonces se acumula tejido desmineralizado. Esto es manifestado inicialmente por un aumento de la anchura

del tejido desmineralizado y más tarde por un aumento en la proporción de superficies óseas cubiertas por osteoide. No existe evidencia consistente de que la hidroxilapatita reemplazada por el matriz osteoide produzca el cuadro de osteomalacia; cuando el osteoide es visto en cantidades mayores de lo normal, esto generalmente se puede interpretar como falla de mineralización.

Falla de mineralización es generalmente asociada con un aumento de la fosfatasa alcalina. Si se excluyen alteraciones hepáticas o gástricas, un aumento de la fosfatasa alcalina sería se puede correlacionar bien con la presencia de osteoide - mineralizable. En la osteomalacia el aumento de la fosfatasa alcalina está relacionada con la cantidad de matriz mineralizable aumentada y que falta por mineralizar. De todo esto se puede concluir que la fosfatasa alcalina está relacionada con la iniciación de la calcificación.

Pasando a otro punto, se dice que la resorción ósea consiste en la remoción de tejido óseo mineralizado. Las células históricamente reconocidas en realizar esta función son los osteoclastos, los cuales son células multinucleadas que corroen el tejido óseo produciendo bordes festoneados. En los desórdenes en los cuales es activa la resorción, tales como enfermedad de Paget o hiperparatiroidismo secundario a falla renal,

una gran proporción de osteoclastos se puede observar como --  
anucleados o con un sólo núcleo. Más usualmente, aumento en-  
actividad resorptiva es asociada con osteoclastos que contie--  
nen muchos núcleos. Aunque se ha considerado que los osteo--  
clastos remueven hueso viejo y ya completamente mineralizado  
y tienen el poder de discriminarlo del hueso nuevo incompleta-  
mente mineralizado, se ha visto que pueden actuar en la resor-  
ción de hueso recientemente formado como en la esponjosa pri-  
maria y secundaria bajo la placa epifisaria en animales en -  
crecimiento. Ocasionalmente se han visto destruyendo tejido  
osteóide desmineralizado en desórdenes como hiperparatiroidis-  
mo secundario.

Si una pieza de tejido óseo fuera removida de un individuo --  
con osteoporosis y reducida a polvo, sería indistinguible del  
hueso normal por medios bioquímicos, químicos o físicos. La-  
anormalidad en la entidad se encuentra principalmente en el -  
recambio óseo con un aumento de la resorción ósea, la cual re-  
sulta en pérdida neta de hueso. Como consecuencia el hueso-  
llega a ser delgado y poroso y las fracturas fáciles, resul-  
tando en el cuadro doloroso característico de la osteoporosis.

La mayoría de los investigadores están de acuerdo en que la -  
pérdida ósea en la osteoporosis es aumentada por la resorción  
ósea con la presencia de normal a ocasionalmente disminuida -

velocidad de formación ósea. (Carroll y Pechet, 1967). Tempranamente en la enfermedad esto es reflejado por un aumento en la excreción urinaria de calcio. En pacientes con larga evolución del desorden, la excreción urinaria de calcio puede estar baja. Medidas de resorción por métodos cuantitativos-microradiográficos han demostrado que en la osteoporosis el porcentaje de superficie bajo resorción tiende a aumentarse a partir de los 65 años. Los valores de resorción son dos veces mayores que el normal y aunque es una diferencia significativa, el grado de cambio es normal. Medidas en osteoporóticos se deben relacionar con patrones de acuerdo a la edad para evaluar los niveles de resorción correctamente. (7)

Relacionado osteoporosis y osteomalacia, se sabe que estas dos entidades son posible de distinguir clinicamente por los niveles séricos de calcio, los cuales son normales en osteoporosis, mientras que en la Osteomalacia los niveles de calcio y fósforo se encuentran disminuidos con una elevación de la fosfatasa alcalina. Morfológicamente, también, los dos desórdenes son claramente distinguibles, en relación al espesor del material osteoide desmineralizado. En la osteoporosis la anchura del tejido osteoide es generalmente normal. -- En la osteomalacia la anchura del osteoide está aumentada, muchas veces hasta 3 o 4 veces de lo normal, reflejando una falla del hueso que debe ser mineralizado.

Otra observación importante es que en las personas osteoporóticas la anchura del osteoide aumenta con la edad, en contraste con las personas normales en las cuales disminuye. La inferencia es que existe un defecto mineral en pacientes osteoporóticos, la cual es reflejada por la incapacidad aumentada para mineralizar hueso nuevo. A causa de que se ha encontrado una absorción de calcio anormal en la osteoporosis y también una tendencia a la baja provisión del mineral (posiblemente en algunos individuos a intolerancia a la lactosa), un desorden primario en la pérdida de calcio puede ser un factor importante en la etiología de la osteoporosis.

Habiendo revisado los principios biofísicos que afectan la estructura ósea, es importante analizar ahora las diferentes teorías respecto a la estimulación osteogénica. En la década de los años cuarenta Kuntcher descubrió que se producía callo óseo como resultado de estímulos mecánicos, térmicos y químicos, fenómeno que denominaron "callo sin fractura". Posteriormente otros investigadores observaron que el hueso sometido a esfuerzo mecánico produce callo óseo, tal como sucedió en el estudio de Kuntcher, y que además, esta porción metabólicamente activa induce a la producción de electricidad.(21)

Postularon que la relación entre estos factores era la siguiente:

FUERZA  $\rightsquigarrow$  FORMACION DE CALLO  $\rightsquigarrow$  ELECTRICIDAD

Yasuda (24) en una comunicación sobre el tema en 1953 encontró que el fenómeno de huesos muertos en preparación salina - se relacionó con el esfuerzo mecánico de los componentes vivos y comentó que el esquema anteriormente mencionado era incorrecto y propuso el siguiente:

FUERZA → ELECTRICIDAD → FORMACION DE CALLO

Reafirmó además, que todo cambio en las condiciones ambientales (estímulos mecánicos, químicos o térmicos) se convierte - primero en energía eléctrica, la cual a su vez actúa a nivel - de las células obligándolas a proliferar y a formar callo - óseo. En otras palabras, la causa real de la formación de callo óseo es estímulo eléctrico.

En 1959 Yasuda (25) describió el fenómeno piezoeléctrico inverso. Estos estudios los continuaron investigadores de los - Estados Unidos, los cuales han ensayado la aplicación de corriente eléctrica en pequeñas cantidades del orden de los microamperes a huesos sanos y fracturados. Se concluyó que el - esquema de Yasuda era correcto cuando se presenta el efecto - piezoeléctrico directo, siendo la formación ósea el resultado final de los efectos piezoeléctricos directo e indirecto.

En 1977 Becker (5) analizó la interfase entre la hidroxiapatita y la colágena como unidad semiconductora, una unidad entre



dos cristales donde la capacidad relativa de electrones es diferente. La colágena cristalina tiene una tendencia a la abundancia de electrones, en contraste a los cristales de hidroxapatita que tienen una pérdida de ellos. La inclinación de esta unidad genera un potencial eléctrico, Basset (2) en 1974 estudió los efectos de la deformación plástica, realizando experimentos con espículas de diferentes tamaños. Observó que la cifra de incrementos de producción de electricidad total - declinaba más marcadamente en los especímenes gruesos, los cuales alcanzaban la deformidad plástica después de una significativa poca deformidad. Después de estos estudios de Basset, se demostró que la colágena sólo no puede ser el origen de la corriente eléctrica. Es útil considerar al hueso como un material en dos fases, una de hidroxapatita y otra de colágena. En el hueso la hidroxapatita es el material más fuerte y la colágena el más flexible, por lo que el módulo de elasticidad del hueso se encuentra entre el material y la proteína.

De acuerdo a los estudios mencionados y a las últimas investigaciones efectuadas en vuelos espaciales y condiciones gravitacionales especiales, se destaca la importancia de la piezoelectricidad, y por ende, de la estimulación mecánica como inductora y reguladora de la osteogénesis.

## HIPOTESIS

Por medio de estudios radiográficos con controles periódicos, se lograrán evidenciar y cuantificar las alteraciones de densidad ósea, que reflejen cambios osteoporóticos posteriores a denervación en animales de experimentación.

Se podrá comprobar además, la neoformación ósea subsecuente a la estimulación mecánica aplicada al hueso osteopénico.

### OBJETIVOS

- 1.- Obtener por medio de un método radiográfico sensible y valorable, la cuantificación de los cambios osteopénicos a nivel de las extremidades denervadas en los conejos del presente estudio.
- 2.- Conseguir a través de controles radiográficos periódicos un adecuado seguimiento y evaluación del progreso de la Osteogénesis durante la estimulación mecánica de la extremidad elegida y efectuar comparación con el lado denervado sin estímulo.

## DISEÑO EXPERIMENTAL

Se realizó un estudio prospectivo con bloques paralelos del tipo longitudinal, experimental y comparativo.

El proyecto fue realizado en los Hospitales de Traumatología y Ortopedia Magdalena de las Salinas del I.M.S.S. El Bioterio de Control de Calidad del I.M.S.S., Laboratorio de Física Avanzada del Instituto Politécnico Nacional y el Servicio de Radiodiagnóstico del H.T.M.S.

Se aplicó como método estadístico el de análisis de varianza, teniendo en cuenta como factor de variabilidad la intensidad de los cambios osteopénicos subsecuentes a la denervación y el tiempo necesario para evidenciar su progresión.

## METODO

El método llevado a cabo para el desarrollo de este estudio experimental, se dividió en cuatro etapas:

- 1.- Montaje e Instrumentación.
- 2.- Desarrollo de Técnicas.
- 3.- Obtención de Datos.
- 4.- Análisis de Resultados.

### 1.- Etapa de Montaje e Instrumentación.

Durante esta fase se hizo una exhaustiva revisión bibliográfica respecto a la Bioquímica y Fisiología Óseas. Además se revisaron diferentes artículos en relación a la Estimulación - Piezoeléctrica y su empleo en animales de experimentación. Se analizaron también, los últimos reportes de la literatura mundial sobre métodos fidedignos para evaluar radiográficamente el contenido mineral óseo en individuos sanos y con alguna patología, en especial alteraciones osteopénicas.

Durante esta etapa se efectuó el diseño del aparato destinado a realizar la estimulación mecánica en los conejos del estudio, lo mismo que los diferentes dispositivos de soporte a emplear en el transcurso del periodo de inmovilización y esti-

mulación de cada conejo.

## 2.- Etapa de Desarrollo de Técnicas.

Esta etapa se puede subdividir en algunas fases:

- 1.- Selección y Consecución de materiales.
- 2.- Técnica Quirúrgica.
- 3.- Toma de controles radiográficos de los conejos dener-  
vados.
- 4.- Colocación de clavo supracondíleo femoral para inmovi-  
lización de tibia elegida para estimulación, mediante  
clavillo de Kirschner 0.45, fijándose a la barra late-  
ral de la mesa de experimentación.
- 5.- Una vez instaurado el proceso osteopénico significati-  
vo con un seguimiento opcional de 4 semanas, se ini-  
ciará estimulación mecánica por medio de un percutor-  
activada con corriente eléctrica, a nivel de la super-  
ficie plantar de calcáneo de la tibia elegida.
- 6.- Toma de controles radiográficos cada cinco días a par-  
tir del inicio de la estimulación para valorar y cuan-  
tificar la inducción de Osteogénesis por un lapso de-  
3 semanas.

## MATERIALES

Para la elaboración del presente estudio se utilizaron los siguientes materiales:

- 1.- Se utilizaron 10 conejos albinos de raza Nueva Zelanda, - machos adultos de 3 Kgs. de peso.
- 2.- Placas de Radiografías (Chasis 45 x 34).
- 3.- Rejillas magnificada para evidenciar cambios radiográficos cuantificables en micras.
- 3.- Instrumental quirúrgico; hojas de bisturí, portaagujas se das y catgut crómico.
- 4.- Dispositivo diseñado para permanencia del conejo posterior a denervación y fijación con clavillo supracondíleo\_ femoral.
- 5.- Percutor para estimulación mecánica activado por corriente eléctrica.

### TECNICA QUIRURGICA.

Previa preparación de ambas caderas en los conejos del experimento y aplicación de anestésico por vía IV (Ketalar), se procedió a realizar incisión a nivel de región posterior de cadera sobre área isquiática de unos 3 cms.

Se seccionó piel, plano subcutáneo y se identificaron músculos glúteo mayor.

Se realizó división de haces musculares de glúteo mayor y se llegó hasta plano de piramidal, identificándose escotadura ciática mayor y observándose emergencia de nervio ciático mayor.

Se realiza corte de nervio ciático mayor a nivel mencionado con sección de 0.5 cm. de nervio.

Se efectúa sutura de plano subcutáneo y subdérmica.



### 3.- OBTENCION DE DATOS.

En este punto se hará un recuento de la forma como se obtuvo la información de los controles subsecuentes a la denervación de los conejos del presente estudio.

Se llevó como metodología para la evolución radiográfica, la toma de controles cada cinco días durante 4 semanas. Se tuvieron en cuenta algunas especificaciones para que se pudieran observar en cada placa detalles de técnica radiológica que pudieran interferir en la valoración fidedigna de los cambios osteopénicos.

Dentro de los parámetros establecidos para la toma de cada control radiográfico estaban:

- 1.- Todas las proyecciones radiográficas se tomaron con un Foco de 100 -4B KV. y 25 más.
- 2.- En todas las placas se visualizaron adecuadamente ambas extremidades pélvicas de los conejos.
- 3.- Todas las proyecciones utilizadas fueron AP.
- 4.- Las placas radiográficas se tomaron en chasis 45x34.

Se emplearon 3 índices para determinar la magnitud de los cambios osteopénicos debidos a la denervación del ciático mayor y a la inmovilización de los animales de experimentación:

- 1.- Índice Cortical.
- 2.- Índice Trabecular.
- 3.- Relación longitud-anchura diafisarias.

## EVOLUCION RADIOGRAFICA

Previamente al procedimiento quirúrgico de denervación de los animales de experimentación se tomó el primer control radiográfico de ambas extremidades pélvicas, específicamente un día antes de la cirugía.

Posteriormente a la cirugía se efectuaron controles radiográficos cada cinco días durante 4 semanas.

Fueron tres los conejos en que se logró obtener un seguimiento completo de las cuatro semanas previstas. Realizándose en total 6 controles radiográficos para cada animal, incluyendo el control inicial previo al procedimiento quirúrgico.

En total fueron 18 proyecciones radiográficas analizadas en las cuales se usaron como parámetros de medición los índices cortical, trabecular y la relación longitud/anchura diafisiarias, cuya técnica de realización ya se mencionó anteriormente.

Para la medición todos los índices se utilizó la rejilla milimétrica que contaba con una lente de siete aumentos, lo que hacía posible la medición de imágenes de hasta 0.1 mm.

A continuación aparecerán las tablas que revelan las diferentes magnitudes obtenidas durante el proceso de seguimiento posterior a la denervación de los animales de experimentación.

### INDICE CORTICAL:

Se determinó este índice midiendo el espesor de la cortical tibial de los conejos denervados, medida en el punto medio de la diáfisis tibial.



$$\text{INDICE CORTICAL: } \frac{D - d}{D} \times 100$$

D: diámetro total tibial

d: diámetro medular  
medida en milímetros

### INDICE TRABECULAR:

Se valoró este índice valorando la disminución o desaparición de trabéculas en el extremo proximal de las tibias de los animales de experimentación.

Esta medición se efectuó con la ayuda de una rejilla graduada a través de una lente magnificadora.

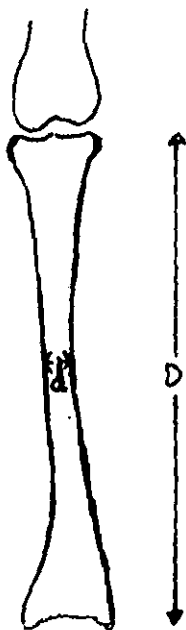
El campo total de esta rejilla era de 20 mm, teniendo divisiones de magnitud decreciente siendo de 0.1 mm. la más pequeña.

### RELACION LONGITUD/ANCHURA DIAFISIARIAS:

Se determinó este índice midiendo la longitud total tibial -

desde el extremo proximal al distal y dividiendo esta cifra -  
entre la distancia total transversal a nivel del tercio medio  
diafisario tibial.

RELACION LONGITUD / ANCHURA DIAFISIARIAS:



Relación Longitudinal / Anchura tibial:  $\frac{D}{d}$

Medida en milímetros.

INDICE

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

CORTICAL

CONEJOS

CONTROLES

	1	2	3
1	62 %	58 %	60 %
2	62 %	58 %	60 %
3	58 %	56 %	57 %
4	58 %	55 %	54 %
5	54 %	52 %	50 %
6	53 %	50 %	50 %



INDICE TRABECULAR

CONEJOS

CONTROLES

1

2

3

1

Normal

Normal

Normal

2

Leve

Leve

Leve

3

Leve

Moderado

Leve

4

Moderado

Moderado

Moderado

5

Moderado

Severo

Severo

6

Severo

Severo

Severo

## RELACION LONGITUD/ANCHURA DIAFISIARIA TIBIAL

C O N T R O L E S	C O N E J O S		
	1	2	3
1	19	20	22
2	19	20	22
3	20	22	23
4	22	24	24
5	24	25	26
6	25	27	26

## ANALISIS DE RESULTADOS

Se analizaron 18 estudios radiográficos en total, producto de seis controles en cada conejo denervado.

Fue posible evidenciar cuantitativamente los cambios radiográficos atribuibles a la evolución del proceso osteopénico en cada conejo como consecuencia de la denervación e inmovilización.

Examinando los tres índices utilizados para la verificación objetiva de los cambios óseos se pueden tener los siguientes resultados:

Revisando el índice cortical se obtuvieron cifras iniciales porcentuales que variaron de 58% a 62% en los tres conejos valores que reflejan porcentajes de normalidad. Se nota en los controles subsecuentes un paulatino descenso de los valores porcentuales conforme pasaba el tiempo de la denervación, llegando a un decremento en el último control de 8 a 10% respecto al control inicial. Esto refleja que con el mayor tiempo transcurrido desde la denervación e inmovilización de las extremidades pélvicas se va disminuyendo el grosor cortical tibial.

El índice trabecular se evaluó a nivel del extremo proximal - tibial observando la desaparición o disminución de trabéculas en el campo total de la regleta magnificada. Se decidió establecer una escala no determinada por cifras, ya que la radio-transparencia ósea debida a la osteopenia no sólo es atribuible a la disminución del número de trabéculas sino también a su volumen, por lo que se clasificó a esta alteración trabecular de Leve-Moderado a Severa. En todos los conejos se observó una disminución trabecular progresiva, la cual se hizo más evidente a partir del cuarto control radiográfico.

El tercer índice utilizado la relación longitudinal/anchura - diafisaria reveló un incremento progresivo de las cifras conforme progresaban los cambios osteopénicos, siendo demostrable una disminución de la anchura diafisaria tibial en todos los conejos.

Los resultados obtenidos por medio de los tres índices utilizados evidenciaron que es posible la cuantificación de los - cambios osteopénicos derivados de la denervación e inmovilización, siendo los más importantes la pérdida del grosor cortical y la disminución y pérdida de volumen trabeculares.

## D I S C U S I O N

Debido a que en este estudio experimental el proyecto previo abarcaba un universo de diez conejos, de los cuales sólo en 3 se pudo llevar a cabo el control radiográfico completo y sin efectuar la fase de estimulación mecánica, se puede considerar a éste como un trabajo preliminar.

Fueron varios los obstáculos que impidieron la realización completa de este protocolo de investigación. Hubo algunas situaciones relacionadas con el manejo postoperatorio de los conejos las cuales fueron difíciles de sortear. El hecho de realizar la denervación bilateral de ambos ciáticos trafa implícito una alteración del metabolismo y estado general de los animales. Esto se tradujo en algunos de los conejos en pérdida progresiva de peso y deterioro en sus condiciones generales.

La inmovilización y cambios tróficos de las extremidades pélvicas como úlceras de presión, hicieron necesarias modificaciones en los aditamentos diseñados para el mantenimiento y fijación de los conejos. Existieron otras complicaciones como infección y en un caso choque anafiláctico por medicación/antibiótica que llevó al deceso del conejo.

A pesar de las adversidades mencionadas se cumplieron fases fundamentales del estudio. Se revisó variada y actualizada bibliografía sobre Bioquímica y Fisiología Óseas, Piezoelectricidad y Métodos Radiográficos para evaluar cambios osteop<sup>o</sup>róticos.

Se pudieron establecer pautas para la realización de la técnica quirúrgica de denervación del ciático mayor, así como parámetros a emplear en un futuro para un mejor manejo post-operatorio y del empleo de las técnicas de fijación.

Se lograron aplicar 3 índices confiables para cuantificar los cambios osteopénicos en los huesos afectados con una uniformidad de la técnica radiológica.

En resumen, con este estudio experimental no es posible efectuar conclusiones definitivas, pero sí se abren las puertas para la utilización de todo lo que se ha mencionado dentro del proceso de la "Estimulación Mecánica como inductora de la Osteogénesis".

BIBLIOGRAFIA.

- 1.- Basset CAL, Pawluk RJ, Becker RO. Effects of electrical cu rrents on bone in vivo. Science 1964; 204: 652-655.
- 2.- Basset CAL, Pawluk RJ, Pilla AA. Augmentation of bone re- pair by inductively cupled electro magnetic fields. Scien ce 1974; 184: 575-577.
- 3.- Basset CAL, Becker RO. Generation of electric potential - by bone in response to mechanical stress. Science 1962; - 137:1063-1064.
- 4.- Basset CAL. Electrical effects in bone. Scientific American 1985; 10:150-170.
- 5.- Becker RO. Clinical experience with low intensity directo current stimulation of bone growth. Clinical Ortho and Re- lated Research. 1977; 124:77-83.
- 6.- Brighton CT. Direct current stimulation of non-union and congenital pseudoarthrosis. J. Bone Joint Surg 1975; 57: 125-130.
- 7.- Dickeson WC. The mechanical properties of bone in osteopo rosis J. Bone Joint Surg 1981; 63:120-127.
- 8.- Friedenberg ZB, Brighton CT. Bioelectrical potential in - bone. J. Bone Joint Surg 1966; 48:915-923.

- 9.- Friedenberg ZB, Roberts PG. Stimulation of fracture healing by direct current in the rabbit fibula. J. Bone Joint Surg 1971; 53: 1400-1403.
- 10.- Friedenberg ZB, Zemsky LH. The response of non traumatized bone to direct current. J. Bone Joint Surg 1974; 56: 1028-1030.
- 11.- Friedenberg ZB. Healing of non-union of the medial malleolus by means of direct current. J. Trauma; 11: 883-884.
- 12.- Hassle CR. Studies of Enhanced bone healing via electrical. Clinica Ortho and Related Research 1977; 124:20-29.
- 13.- Jonsson U. and Eriksson K. Microcrakin in dog bone under load biomechanical study of bone viscoelasticity. Acta Orthopaedics Scand 1984; 55:441-445.
- 14.- Jonsson and Stronberg L. Solid mechanics and strength of bone in young dogs. Acta Orthopaedics Scand 1984; 55: - 446-451.
- 15.- Kraus W. and Lechner F. La curación de fracturas y pseudo-artrosis con potenciales electrodinámicos. Munchener Medizinische 1974; 5:293-300.
- 16.- Leroy S. Treatment of congenital pseudoarthrosis of the tibia with direct current. Clinical Ortho and Related Research 1977; 124: 69-74.



- 17.- Lavine L.S. Electric Enhancement of bone healing. Science 1972; 175: 1118-1121.
- 18.- Lavine L.S. Experimental model for studying the effect of electrical current on bone in vivo. Nature 1969; 224: 1112-1113.
- 19.- Minkin C. and Hoover W.H. The effect of direct current on bone. Clin. Orthop. 1978; 57: 303-309.
- 20.- Rabinacci A. and Brigatti LA. New method for measuring electrical resistance of bone. Acta Orthopaedic Belgic 1985; 50: 5.
- 21.- Trueta J. La estructura del cuerpo humano. Barcelona. Editorial Labor 1975: 1-25.
- 22.- Wolff J. and White A. Comparison of cycling loading versus constant compression in the treatment of long bone fractures. J. Bone Joint Surg 1985; 63A; 5.