



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DEL ESTADO DE MÉXICO**

FACULTAD DE MEDICINA

**EFFECTOS DE LA RADIOFRECUENCIA EN EL
TEJIDO ATRIAL IN VIVO MODELO EXPERIMENTAL
DE CORRELACION POTENCIA-TIEMPO-DAÑO.**

TESIS

QUE PARA OBTENER TITULO DE:

MEDICO CIRUJANO

PRESENTAN:

HUGO MENDIETA ZERON

DIRECTOR DE TESIS:

M.P.C. GUSTAVO G. MENDIETA ALCANTARA

ASESOR DE TESIS:

DR. RAMON ARRIZABALAGA AMARELO

REVISORES DE TESIS:

DR. FAUSTO PINAL GONZALEZ

DR. GUILLERMO DE HOYOS MARTINEZ

TOLUCA, MEXICO

JULIO 1999



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DEL ESTADO DE MÉXICO**

FACULTAD DE MEDICINA

**EFFECTOS DE LA RADIOFRECUENCIA EN EL
TEJIDO ATRIAL IN VIVO MODELO EXPERIMENTAL
DE CORRELACION POTENCIA-TIEMPO-DAÑO.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER TITULO DE:

MEDICO CIRUJANO

PRESENTAN:

HUGO MENDIETA ZERON

DIRECTOR DE TESIS:

M.P.C. GUSTAVO G. MENDIETA ALCANTARA

ASESOR DE TESIS:

DR. RAMON ARRIZABALAGA AMARELO

REVISORES DE TESIS:

DR. FAUSTO PINAL GONZALEZ

DR. GUILLERMO DE HOYOS MARTINEZ

TOLUCA, MEXICO

JULIO 1999

DEDICATORIA

A mi madre y hermanos.

A la memoria de mi padre.

AGRADECIMIENTOS

A las siguientes personas por su apoyo en la anestesia y cirugía de los perritos:

Dr. Gustavo G. Mendieta Alcántara.

Dr. Fernando González Preciado.

Dra. Carmen Esquivel Vargas.

Dra. Victoria de León Ruíz.

Dra. María Antonieta Mendieta Zerón.

Univ. Samara Mendieta Zerón.

Univ. Guillermo Martínez Zamudio.

Sr. Manuel Mercado Beltrán.

A mi hermano Carlos por su apoyo en impresiones.

INDICE

| | |
|----------------------------|------|
| INTRODUCCION | 1 |
| Planteamiento del problema | 4 |
| Objetivos | 5 |
| Justificaciones | 6 |
| Hipótesis | 7 |
| Marco Teórico | 8 |
| Antecedentes | 8 |
| Características | 9 |
| Indicaciones | 11 |
| Procedimiento | 11 |
| Complicaciones | 12 |
| Mediciones experimentales | 13 |
| Universo de trabajo | 14 |
| Límite de espacio y tiempo | 15 |
| Material y métodos | 16 |
| Organización | 19 |
| Presupuesto | 20 |
| Financiamiento | 21 |
| Resultados | 22-A |
| Cuadros | 22-B |
| Discusión | 29 |
| Bibliografía | 30 |
| ANEXOS | |

INTRODUCCION

Los intentos de destrucción endocárdica controlada, se conocen desde principios de siglo (1), cuando Erlanger publicó en 1906 sobre el bloqueo A/V completo en las crisis de Stokes-Adams en animales. Décadas más tarde en 1967 los grupos de Gianelli y Slama practicaron bloqueo A/V por métodos quirúrgicos y Burchell informó del primer intento de ablación en un paciente con Síndrome de Wolff-Parkinson-White (WPW). Ya en la década de los setentas Spear y Moore informaron por primera vez de la creación de un bloqueo A/V completo por medio de un choque eléctrico por corriente directa de 40 Joules y Bezell y cols lo usaron en forma más sistemática para provocar bloqueo A/V permanente en modelos experimentales.

En 1979 Vedel y cols., en Francia observaron la curación de una arritmia supraventricular al crear accidentalmente un bloqueo A/V permanente por medio de una fulguración intracavitaria al usar un desfibrilador (corriente directa), el paciente necesitó posteriormente un marcapasos permanente (2). Desde entonces se han experimentado otras técnicas que tienen como objeto eliminar vías anormales de conducción como la fulguración con rayo láser (3), pero la más usada sigue siendo la corriente directa de alta energía a través de desfibrilador (6-10).

Esta técnica se utiliza para la fulguración del nodo A/V de focos atriales o ventriculares. En el primer caso se impide la transmisión de impulsos de alta frecuencia hacia los ventrículos. La fulguración del tejido atrial o ventricular pretende la destrucción del sitio de origen de la taquicardia. La corriente directa genera una onda de choque importante que produce la lesión tisular (11) y aunque ha logrado eficacia terapéutica en muchos casos, se han informado complicaciones severas que se relacionan con el poco control de los efectos térmicos y de presión y a la naturaleza difusa de los mismos, ya que se administran con una gran cantidad de energía en un lapso muy corto de tiempo y de ahí la dificultad de controlar su aplicación. Estas complicaciones van desde la fibrilación ventricular a la perforación del miocardio con tamponade cardíaco (12). Por otra parte, al fulgurar el nodo A/V para producir bloqueo A/V completo, los pacientes requieren marcapaso definitivo. Otros inconvenientes son la producción de arritmias adicionales y que se requiere anestesia general para la aplicación de corriente directa.

La perforación con el uso de corriente directa se produce principalmente en sitios donde el miocardio y la pared tisular son delgados, como el ostium del seno coronario y las grandes venas cardíacas, a partir de este peligro se han intentado choques unipolares de corriente directa de baja energía, pero, aunque evitan la perforación, son poco efectivos para lograr su objetivo (13-14).

Aunque la radiofrecuencia se ha utilizado en patologías diferentes a las cardíacas (15), es hasta la segunda mitad de los ochentas que en países como Alemania, España (11) y México (16), que surge ésta técnica para ablación intracavitaria del corazón. El método evita la onda de choques de alta energía que produce la corriente directa y esto teóricamente evita la perforación ventricular, del seno coronario o de grandes vasos (13-14), así como arritmias.

La radiofrecuencia es una forma de corriente alterna que comprende el espectro de los 100 KHZ hasta las microondas y se utiliza en medicina desde la década de los 20s, cuando la desarrollaron Harvey Cushing y Williams Bovie, éste último un físico interesado en el

uso médico y los efectos de la radiofrecuencia en los diferentes tejidos. Desde entonces, la radiofrecuencia se ha utilizado en medicina en diferentes patologías, principalmente en neurocirugía, sin embargo, es hasta la década pasada que se inició en diferentes países, formalmente, la investigación para su uso en corazón como método de ablación intracavitaria.

La radiofrecuencia se ha utilizado para producir diatermia, hipertermia y en equipos de electrocirugía para producir coagulación, deshidratación y disolución (corte).

El corte se lleva a cabo con una señal senoidal continua de 500 KHZ a 2.5 MHZ, mientras la deshidratación y la coagulación se realizan con pulsos de forma senoidal amortiguada de 250 a 2000 KHZ, con un ciclo de trabajo de 10 a 20%. También es posible combinar ambos tipos de señal para producir corte con distintos niveles de hemostasis. Mientras menos sea el ciclo de trabajo, menor será la tendencia a cortar y mayor a coagular. Estudios de algunos autores indican que la frecuencia utilizada no es crítica, sino es el ciclo de trabajo lo que determina la coagulación.

La desecación es una técnica utilizada para deshidratar y producir destrucción tisular, en la cual el electrodo se deja en contacto con el tejido hasta obtener el efecto deseado.

El mecanismo de coagulación tisular por radiofrecuencia, es el usado por diferentes autores para la ablación intracavitaria y se hace con la emisión de la energía eléctrica con calor, por lo que el efecto es básicamente térmico. La generación de calor no es en el electrodo sino en el tejido, debido a la emisión rápida de iones al paso de la corriente de radiofrecuencia a través de las células. El tejido en íntimo contacto con el electrodo es el dañado inicialmente y este contacto es indispensable tanto para iniciar como para continuar el daño. La generación de calor disminuye de acuerdo a la cuarta potencia del radio y la distancia de un punto al electrodo y aumenta en forma directamente proporcional a la intensidad y duración de la corriente, cuando se mantiene una impedancia constante.

En electrocirugía existen dos técnicas para producir corriente por radiofrecuencia, la bipolar y la unipolar.

En la técnica bipolar se emplean dos electrodos pequeños que hacen que la corriente no atraviese el cuerpo sino sólo el tejido que se encuentra entre ellos, permitiendo controlar el volumen de la lesión más fácilmente que con la técnica unipolar aunque el daño se produce tanto en el ánodo como en el cátodo.

El método por corriente unipolar es el más usado hasta ahora, tanto en el campo experimental como en la clínica. Esta técnica utiliza un electrodo activo de forma esférica o plana, de área reducida y un electrodo dispensor de área mayor. El gran aumento de corriente alrededor del electrodo activo permite realizar cortes fácilmente. Para lograr el daño tisular por coagulación, la corriente liberada por el generador es transmitida por las vías conductoras y pasa a través de la resistencia eléctrica del tejido. Las quemaduras ocurren en regiones cuya densidad de corriente sea alta y la conductividad eléctrica sea baja. Ambos factores se logran con el contacto relativamente pequeño entre el electrodo llamado activo y la superficie a ser coagulada; ninguna quemadura ocurre en el electrodo inactivo que es más grande y cierra el circuito.

Se dice que las lesiones producidas por la radiofrecuencia, son pequeñas y limitadas (17), sin embargo, la extensión del tejido quemado depende de ciertos factores entre los que se incluyen:

- a) Modo del circuito (uni o bipolar).
- b) Potencia liberada.
- c) Temperatura tisular.
- d) Duración de la coagulación.
- e) Impedancia tisular.
- f) Contacto del electrodo con el tejido.
- g) Forma y tamaño del electrodo.

In vitro parecen particularmente importantes en la producción de daño tisular la energía liberada y el tiempo, sin embargo estas observaciones no se han corroborado en el modelo in vivo (6). Asimismo, el control de la potencia permanece en un plano controversial en cuanto a que se relacione directamente con la lesión endocárdica, sin embargo, esto ya se ha intentado en un estudio anterior (18).

La radiofrecuencia aunque ya se ha ensayado eléctricamente, en nuestro país dichos ensayos son aún limitados, y como se ha descrito anteriormente, faltan aún por corroborar las relaciones de energía, potencia y tiempo con el daño tisular en diferentes regiones del corazón como el tejido atrial.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Con el uso de la radiofrecuencia puede destruirse el tejido atrial con seguridad?

¿El uso de potencia-tiempo tiene relación con el daño endocárdico?

OBJETIVOS

GENERAL:

Demostrar que la radiofrecuencia puede producir daño limitado en el endocardio del tejido atrial.

ESPECIFICO:

Demostrar que el uso de la relación potencia-tiempo tiene relación directa con el daño endocárdico atrial.

JUSTIFICACIONES

CIENTIFICA:

En nuestro país se ha empezado a ensayar la radiofrecuencia para producir daño tisular en corazón, sin embargo, aún no se delimita experimentalmente la relación potencia-tiempo-energía y el daño tisular cardíaco.

Se considera importante investigar esta relación para estar seguros de cuánto daño se produce, sobre todo si pensamos que ésta técnica se utilizará en personas de diferentes edades, como en niños por ejemplo.

HIPOTESIS

La radiofrecuencia puede producir daño tisular limitado en el endocardio del tejido atrial.

El uso de la relación potencia-tiempo tiene una relación directa con el daño endocárdico atrial.

MARCO TEORICO

ANTECEDENTES

La radiofrecuencia (RF) se usó para coagular tejidos antes del inicio del siglo (1). Los intentos de destrucción endocárdica controlada, se conocen a partir de 1906, cuando Erlanger publicó sobre el bloqueo AV completo en las crisis de Stokes Adams en animales. Su uso fue popularizado por Harvey Cushing, después que W. T. Bovie (físico interesado en el uso médico y los efectos de la radiofrecuencia en los diferentes tejidos) desarrolló un aparato electroquirúrgico en 1928. En 1967, los grupos de Gianelli y Slama practicaron bloqueo AV por métodos quirúrgicos y Burchell informó del primer intento de ablación en un paciente con síndrome de Wolff-Parkinson-White (WPW). Ya en la década de los setentas, Spear y Moore informaron por primera vez de la creación de un bloqueo AV completo por medio de un choque eléctrico por corriente directa de 40 Joules; y Bezell y cols., lo usaron de forma más sistemática para provocar bloqueo AV permanente en modelos experimentales. En 1975 L. A. Geddes y cols., en Baylor demostraron el daño miocárdico con el uso de la radiofrecuencia vía catéter.

En 1979, Vedel y cols., en Francia, observaron la curación de una arritmia supraventricular al crear accidentalmente un bloqueo AV permanente por medio de una fulguración intracavitaria al usar un desfibrilador (corriente directa), el paciente necesitó posteriormente un marcapasos permanente (2). Desde entonces se han experimentado otras técnicas que tienen como objeto, eliminar vías anormales de conducción, como la fulguración con rayo laser (3), pero actualmente la más usada, en los principales centros de cardiología, ya es la RF (1, 4, 5). Sin embargo, la técnica más generalizada todavía es la corriente directa de alta energía a través de desfibrilador (6-10). Esta técnica se utiliza para la fulguración del nodo AV de focos atriales o ventriculares. En el primer caso se impide la transmisión de impulsos de alta frecuencia hacia los ventrículos. La fulguración del tejido atrial o ventricular pretende la destrucción del sitio de origen de la taquicardia. La corriente directa genera una onda de choque importante que produce la lesión tisular (11), y aunque ha logrado eficacia terapéutica en muchos casos, se han informado complicaciones severas como fibrilación ventricular o perforación del miocardio con tamponade cardiaco (12), que se relacionan con el poco control de los efectos térmicos y de presión, y a la naturaleza difusa de los mismos, ya que se administran con una gran cantidad de energía en un lapso muy corto de tiempo y de ahí la dificultad para controlar su aplicación. Por otra parte, al fulgurar el nodo AV para producir bloqueo AV completo, los pacientes requieren marcapasos definitivo. Otros inconvenientes son la producción de arritmias adicionales y que se requiere anestesia general para la aplicación de la corriente directa.

La perforación con el uso de corriente directa se produce principalmente en sitios donde el miocardio y la pared tisular son delgados, como el ostium del seno coronario y las grandes venas cardíacas. A raíz de este peligro, se han intentado choques unipolares de corriente directa de baja energía, pero, aunque evitan la perforación, son poco efectivos para alcanzar su objetivo (13-14).

Aunque la radiofrecuencia se ha utilizado en patologías diferentes a las cardíacas (15), es hasta la segunda mitad de los ochentas que en países como Alemania, España (11) y México (16), que surge ésta técnica para ablación intracavitaria del corazón. El método evita la onda de choque de alta energía que produce la corriente directa, y esto teóricamente evita la perforación ventricular, del seno coronario o de grandes vasos (13-14). En 1982 Scheinman y Gallagher la utilizaron para el tratamiento de arritmias supraventriculares rebeldes: fibrilación o flutter auricular, taquicardia atrial o de la unión (4). En 1985, Shoei K. Huang en la Universidad de Arizona usaron la radiofrecuencia para la ablación del Haz de His en perros. Un experimento similar en humanos fue reportado por Thomas Lavergne y col en el Hospital Broussais en París en 1987. Martin Borggreffe en 1987 y Karl-Heinz Kuck en 1988 lograron la ablación de haces anómalos en pacientes con el síndrome de Wolff-Parkinson-White. A la fecha, la ablación por radiofrecuencia como tratamiento de elección para las arritmias supraventriculares ha crecido rápidamente.

CARACTERISTICAS

La radiofrecuencia (RF), es una forma de corriente alterna que comprende el espectro de los 100 KHZ hasta las microondas. Se ha utilizado para producir diatermia, hipertermia y en equipos de electrocirugía para producir coagulación, deshidratación y disolución (corte). El corte se lleva a cabo con una señal senoidal continua de 500 KHZ a 2.5 MHZ, mientras la deshidratación y la coagulación se realizan con pulsos de forma senoidal a 20%. También es posible combinar ambos tipos de señal para producir corte con distintos niveles de hemostasis. Mientras menos sea el ciclo de trabajo, menor será la tendencia a cortar y mayor a coagular. Estudios de algunos autores indican que la frecuencia utilizada no es crítica, sino es el ciclo de trabajo lo que determina la coagulación.

La desecación es una técnica utilizada para deshidratar y producir destrucción tisular, en la cual, el electrodo se deja en contacto con el tejido hasta obtener el efecto deseado.

El mecanismo de coagulación tisular por radiofrecuencia, es el usado por diferentes autores para la ablación intracavitaria, y se hace con la emisión de la energía eléctrica con calor, por lo que el efecto es básicamente térmico. La generación de calor no es en el electrodo sino en el tejido, debido a la emisión rápida de iones al paso de la corriente de radiofrecuencia a través de las células. El tejido en íntimo contacto con el electrodo es el dañado inicialmente y este contacto es indispensable tanto para iniciar como para continuar el daño. La generación de calor disminuye de acuerdo a la cuarta potencia del radio y la distancia de un punto al electrodo y aumenta en forma directamente proporcional a la intensidad y duración de la corriente, cuando se mantiene una impedancia constante.

En electrocirugía existen dos técnicas para producir corriente por radiofrecuencia, la bipolar y la unipolar.

En la técnica bipolar se emplean dos electrodos pequeños que hacen que la corriente no atraviese el cuerpo sino sólo el tejido que se encuentra entre ellos, permitiendo controlar el volumen de la lesión más fácilmente que con la técnica unipolar aunque el daño se produce tanto en el ánodo como en el cátodo.

El método por corriente unipolar es el más usado hasta ahora, tanto en el campo experimental como en la clínica. Esta técnica utiliza un electrodo activo de forma esférica o plana, de área reducida y un electrodo dispensor de área mayor. El gran aumento de corriente alrededor del electrodo activo permite realizar cortes fácilmente. Para lograr el daño tisular por coagulación, la corriente liberada por el generador es transmitida por las vías conductoras y pasa a través de la resistencia eléctrica del tejido. Las quemaduras ocurren en regiones cuya densidad de corriente sea alta y la conductividad eléctrica sea baja. Ambos factores se logran con el contacto relativamente pequeño entre el electrodo llamado activo y la superficie a ser coagulada; ninguna quemadura ocurre en el electrodo inactivo que es más grande y cierra el circuito (6).

Se dice que las lesiones producidas por la radiofrecuencia, son pequeñas y limitadas (17), sin embargo, la extensión del tejido quemado depende de ciertos factores entre los que se incluyen:

- a) Modo del circuito (uni o bipolar).
- b) Potencia liberada.
- c) Temperatura tisular.
- d) Duración de la coagulación.
- e) Impedancia tisular.
- f) Contacto del electrodo con el tejido.
- g) Forma y tamaño del electrodo.

In vitro parecen particularmente importantes en la producción de daño tisular la energía liberada y el tiempo, sin embargo estas observaciones no se han corroborado en el modelo in vivo (6). Asimismo, el control de la potencia permanece en un plano controversial en cuanto a que se relacione directamente con la lesión endocárdica, sin embargo, esto ya se ha intentado en un estudio anterior (18).

Usualmente, la descarga es de 25 a 50 watts por 30 a 60 segundos y resulta en una lesión de 4 o 5 mm de diámetro. La amplitud de la corriente es entre 400 y 600 mA, y el voltaje está generalmente en el rango de los 40 a 60 volts. Si la impedancia aumenta, se pueden formar coágulos (4). Uno de los avances más importantes en la radiofrecuencia ha sido la medición de la temperatura en la porción distal del catéter.

La energía de RF es liberada continuamente y, penetra de manera limitada en el tejido que es destruido a una temperatura de 50 a 55°C. Las lesiones creadas por la RF son áreas bien demarcadas de necrosis coagulativa rodeadas de un infiltrado celular inflamatorio y hemorragia (19). Se ha postulado también que el daño a la microcirculación circundante al área de necrosis central podría resultar en una extensión de la lesión con el transcurso del tiempo (20).

Además del laser, se están investigando nuevas fuentes de energía como las microondas y ultrasonido, así como nuevos materiales y formas de catéter para mejorar la conducción.

Faltan aún por corroborar las relaciones de energía, potencia y tiempo con el daño tisular en diferentes regiones del corazón como el tejido atrial.

INDICACIONES

La RFC es un método aceptado para el tratamiento del síndrome de Wolff-Parkinson-White (21) y de taquicardias supraventriculares (22), donde se recomienda como una terapia de primera elección y definitiva (11-12).

La RFC es el tratamiento de elección de las taquicardias supraventriculares paroxísticas (TSVP) sintomáticas, mediadas por vías accesorias (VA), reentradas intranodales (REIN), ya sean: típicas (lentas-rápidas), atípicas (rápidas-lentas) y otras variantes (25); flutter atrial (FA) tipo I; taquicardia auricular ectópica (TAE); ablación y modulación del nodo AV (AV); y en la fibrilación atrial (fA).

La ablación por radiofrecuencia es particularmente apropiada para pacientes con taquicardia recurrente o sin respuesta a medicamentos y en casos de fibrilación auricular con rápida respuesta ventricular. Se recomienda fuertemente en taquicardia atrioventricular y en mujeres embarazadas.

El porcentaje de éxito en la ablación de haces anómalos es del 95%; existe una recurrencia del 5 al 8% y en estos casos, la reablación tiene un 93% de éxito (1).

Se ha reportado que la ARF es una técnica útil en casos de taquicardia ventricular idiopática (26).

La edad no parece ser un factor determinante para la eficacia de la ablación por RF a partir de los 2 años (22, 27). En un estudio de niños y adultos jóvenes (28), la usaron en casos de WPW, Taquicardia recíproca permanente de unión, taquicardia ectópica auricular, flutter auricular, taquicardia de reentrada del nodo AV, taquicardia ectópica de unión AV, y TV.

PROCEDIMIENTO

Se realiza una venodisección femoral derecha por la que se introduce un catéter, y mediante control fluoroscópico se verifica que la punta quede localizada en el sitio deseado para aplicar la radiofrecuencia.

Se suele utilizar una descarga entre 20 a 40 W, por 10 a 30 segundos (21, 25, 29, 30); variables con las que se obtiene un éxito en la ablación superior al 90%. El riesgo de perforación es con descarga mayor a los 30 W (31).

La heparina se suele administrar durante el procedimiento para alcanzar una completa anticoagulación en pacientes que serán sometidos a una ablación del lado izquierdo (1).

Se requiere monitorización con electrocardiograma para detectar cambios en los patrones de la transmisión eléctrica del corazón.

La descarga se quita al haber incremento de la impedancia, dislocación del catéter o prolongación del PR (25).

La ablación de haces anómalos de la pared libre derecha y del septum es más difícil que la de la pared libre izquierda o haz lento (22).

Se ha planteado que el uso de la RFC en pulsos de baja a moderada energía parece ser segura.

En el caso de los niños se deben considerar los siguientes aspectos (22): 1) Mayor riesgo relativo de malignidad para dosis equivalentes de exposición radiactiva; 2) Asociación con malformaciones cardíacas congénitas con la dificultad para el acceso vascular e intracardiaco; 3) Probables secuelas proarrítmicas después de la RF.

COMPLICACIONES

Existe un muy bajo riesgo de inducir bloqueo AV completo, el cual es mayor con la ablación de haces intermedios (1).

Fenelon G y cols., reportaron bloqueo AV completo transitorio en 10% de pacientes durante la descarga de RFC para tratamiento de taquicardia de reentrada del nodo AV (29).

Se han referido complicaciones tardías con el uso de la RFC (32-34), como pérdida de la preexcitación e incluso un caso de muerte.

De un grupo de 413 pacientes, con TSV (22), prevalecieron los siguientes tipos: 1) FA con WPW, 2) FA con haz anómalo de conducción retrógrada, 3) taquicardia de reentrada del nodo AV.

Las complicaciones reportadas en el 2.7% fueron: bloqueo AV de tercer grado transitorio, bloqueo AV de segundo grado crónico, bloqueo AV completo permanente, tamponade cardiaco, neumotórax, complicaciones vasculares, embolismo pulmonar y paro cardiaco. Las recurrencias se suelen presentar a partir del día 40 postablación (30).

Chen SA y cols. reportaron las siguientes complicaciones: Bloqueo AV de 1er, 2º y 3er grado, neumotórax por canulación de vena yugular interna, hematoma inguinal por la punción de la vena y arteria femorales y hemorragia cerebral debido al incremento de la presión sanguínea (25).

Las complicaciones más graves observadas en niños y adultos jóvenes son: depresión de la función ventricular, bloqueo AV de tercer grado, perforación cardiaca, EVC, muerte tardía, paresis del nervio frénico, lesión del plexo braquial (28).

A pesar de la experiencia acumulada, persiste la duda acerca de la eficacia a largo plazo y los riesgos potenciales del procedimiento (22).

MEDICIONES EXPERIMENTALES

Las lesiones con técnica bipolar fueron 65% más largas que con técnica unipolar (35). Gerald y cols (36), insertaron catéteres cuadripolares 6F, dentro del endocardio derecho e izquierdo de 11 perros heparinizados. En la necropsia, 2 a 9 días más tarde, se identificaron lesiones en 5 de 11 perros en la pared libre del VD y en 9 de 11 del VI; en las regiones apicales se encontraron en 7 de 11 del VD y en los 11 del VI. El tamaño de la lesión varió de 4 a 8 mm en profundidad y en 3 de 9 en diámetro y no se correlacionaron con la energía liberada.

Petersen HH y cols., estudiaron el efecto de una corriente convectiva en la punta de un electrodo con temperatura controlada, durante la RFC. Concluyeron que a una temperatura dada, el consumo de energía se relaciona con el volumen de la lesión (37).

Avitall B y cols., evaluaron la dimensión de la lesión, la temperatura y los cambios de impedancia. (a 10, 20 y 30 W), y concluyeron que la profundidad de la lesión se correlaciona mejor con la impedancia (38).

Se reportan diferencias en la lesión dependiendo del flujo sanguíneo (39); y algunos estudios han determinado que el incremento en el tamaño del electrodo, permite un incremento en la profundidad de la lesión por RF.

En todo caso, el mantenimiento de un adecuado contacto del electrodo con el tejido es críticamente importante para la mayor eficacia de la descarga.

UNIVERSO DE TRABAJO

22 perros sanos de 12 a 24 kg de peso, proporcionados por el Centro de Salud

Antirrábico posterior al tiempo de observación de 10 días para descartar rabia.

CRITERIOS DE INCLUSION:

- Peso entre 24 y 26 kg.
- Buen estado general.

CRITERIOS DE EXCLUSION:

- Peso menor de 12 kg.
- Peso mayor de 24 kg.
- Presencia de alguna enfermedad.
- Mal estado general.
- Hembras en gestación o lactancia.

LIMITE DE ESPACIO

Bioterio y sala de cirugía experimental para perros de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM).

LIMITE DE TIEMPO

Fecha de inicio: 170996

Fecha de término: 010799

ACTIVIDAD

Mes y Año

| | |
|------------------------------------|------------------|
| Elaboración de protocolo | 170996 al 301196 |
| Revisión y aprobación | 061296 |
| Solicitud de financiamiento | 010197 al 010697 |
| Elaboración de dispositivo de RFC* | 010797 al 010798 |
| Estandarización de técnica | 010898 al 011198 |
| Operación de perros 1 y 2 | Diciembre 1998 |
| Compra de material | 010199 al 010299 |
| Operación de perros 3, 4 y 5 | Marzo 1999 |
| Operación de perros 6 y 7 | Abril 1999 |
| Operación de perros 8 al 14 | Mayo 1999 |
| Operación de perros 15 al 22 | Junio 1999 |
| Análisis de resultados | Junio 1999 |
| Impresión | Julio 1999 |
| Presentación | Julio 1999 |

MATERIAL Y METODOS

TIPO DE ESTUDIO: Prospectivo, experimental.

PROCEDIMIENTO:

Se utilizaron 22 perros criollos de 12 a 24 kg para valorar el área de necrosis en el tejido endocárdico atrial ante una descarga de radiofrecuencia.

Por medio de una toracotomía, se expuso el corazón y al mismo tiempo se disecó la vena femoral derecha por la que se introdujo un electrocatéter 5F (DAIG, St. Jude Medical Company), colocándolo en la pared libre atrial derecha y posteriormente en la orejuela derecha. Con control digital y bajo visualización directa, se seleccionó una zona para fulgurar el endocardio con intensidades y tiempos previamente escogidos de manera aleatoria.

| GRUPO 1 | GRUPO 2 |
|---------------|---------------|
| 0 W - 5 seg | 50 W - 0 seg |
| 10 W - 5 seg | 50 W - 1 seg |
| 20 W - 5 seg | 50 W - 2 seg |
| 30 W - 5 seg | 50 W - 3 seg |
| 40 W - 5 seg | 50 W - 4 seg |
| 50 W - 5 seg | 50 W - 5 seg |
| 60 W - 5 seg | 50 W - 6 seg |
| 70 W - 5 seg | 50 W - 7 seg |
| 80 W - 5 seg | 50 W - 8 seg |
| 90 W - 5 seg | 50 W - 9 seg |
| 100 W - 5 seg | 50 W - 10 seg |

Inmediatamente después de la descarga, los animales fueron sacrificados para evitarles dolor y malas condiciones de vida; se pesó el corazón y se sometió a fijación en formol, realizándose posteriormente, cortes histológicos con tinción subsecuente a base de hematoxilina-eosina, de las zonas lesionadas por la descarga, para valorar la necrosis que

microscopio de luz marca Leica Micro Star IV, con escalímetro, y conectado a un monitor Sony. La lectura de las laminillas se realizó con objetivo 10x y ocular 10x y con método ciego, desconociendo el patólogo con anterioridad a qué cantidad de descarga correspondía la laminilla en estudio.

Dispositivo de fulguración.- Consistió en un dispositivo de radiofrecuencia unipolar (Diseñado por el Ing. Jorge Chávez Pineda. Facultad de Ingeniería, UAEM), que se conecta directamente al electrodo.

Para valorar su adecuado funcionamiento, con un osciloscopio de rayos catódicos se midió la cantidad exacta de potencia y sus posibles variaciones.

La duración del impulso fue controlada con un interruptor digital.

El circuito se cierra con una placa que actúa como electrodo inactivo y que va en la región dorsal del perro (técnica unipolar).

Recursos disponibles:

Bioterio:

Sala de cirugía experimental para perros.

Laboratorio de anatomía patológica.

Análisis estadístico:

Variable independiente:

Potencia (Watts).

Tiempo (segundos).

Variable dependiente:

Daño tisular (área de necrosis).

Análisis estadístico. Se realizó estadística descriptiva, calculando media, error estándar e intervalo de confianza en el área de las lesiones, estos resultados se presentaron en gráficas.

La estadística inferencial se realizó por medio de correlación lineal de Pearson, calculándose el coeficiente de regresión, se tomó como una correlación significativa la que fuera por arriba de 0.7 y significancia con $p < 0.05$, también se calculó la diferencia de medias entre las áreas de los grupos 1 y 2 mediante una prueba de T de student tomando como significancia una $p <$ de 0.05.

ORGANIZACIÓN

Director:

Dr. Gustavo G. Mendieta Alcántara.

Asesor:

Dr. Ramón Arrizabalaga Amarelo.

Coautor:

Dr. Raul de León Escobedo.

Tesista:

Hugo Mendieta Zerón

PRESUPUESTO

| Material | Cantidad | Costo c/uno | Total \$ |
|---------------------|----------|----------------|-------------|
| Catéteres | 10 | 200.00 | 2,000.00 |
| Interruptor | 1 | 5,000.00 | 5,000.00 |
| Alimentación | 22 | 100.00 | 2,200.00 |
| Papelería | | | 300.00 |
| Laboratorio | | | 2,000.00 |
| Material quirúrgico | | | 6,500.00 |
| | | Total: | 18,000.00 |

* Número de perros.

FINANCIAMIENTO

Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM).

Aportación del Dr. Gustavo G. Mendieta Alcántara y del C. Alumno: Hugo Mendieta

Zerón para la compra de material.

RESULTADOS

Para analizar los resultados se dividieron los perros en dos grupos, el 1 cuando el tiempo estuvo constante y la potencia se varió y el 2 cuando la potencia se mantuvo constante y se varió el tiempo, en el grupo 1 la media de las lesiones fue de 2.195 (IC al 95% de 1.658 a 2.731) (Gráfica 1).

La correlación lineal entre Watts y el área de daño cuando el tiempo se mantuvo constante (grupo 1) fue 0.8061, con un coeficiente de determinación de 0.650 (gráfica 2 y cuadro 1), existió significancia estadística en esta correlación (cuadro 2).

La media en el grupo 2 en cuanto al área de lesión fue de 1.696 IC al 95% de 1.167 a 2.224) (Gráfica 3).

La correlación lineal entre segundos y área de lesión cuando la potencia se mantuvo constante fue de 0.63220 con un coeficiente de determinación de 0.400 (Gráfica 4 y cuadro 3, existió significancia estadística en esta correlación (cuadro 4).

Al comparar las medias entre los grupos 1 y 2 se ve que no existió diferencia estadísticamente significativa en cuanto al área de lesión (Gráfica 5).

La media general del área de lesión cuantificando los grupos 1 y 2 es de es 1.945 (IC al 95% 1.415 a 2.476) (Gráfica 6).

Cuadro 1. Correlación lineal entre Watts (V.I.) y área (V.D.).

| R | R cuadrada | R cuadrada ajustada | Error estandar de lo estimado |
|-------|------------|---------------------|-------------------------------|
| 0.806 | 0.650 | 0.611 | 0.8008 |

Cuadro 2. ANOVA de la correlación del cuadro 1.

| Modelo | Suma de cuadrados | df | Cuadrado medio | F | Sig. |
|-----------|-------------------|----|----------------|--------|------|
| 1 | | | | | |
| Regresión | 10.709 | 1 | 10.709 | 16.698 | .003 |
| Residual | 5.772 | 9 | 0.641 | | |
| Total | 16.481 | 10 | | | |

Cuadro 3. Correlación lineal entre segundos (V.I.) y área (V.D.)

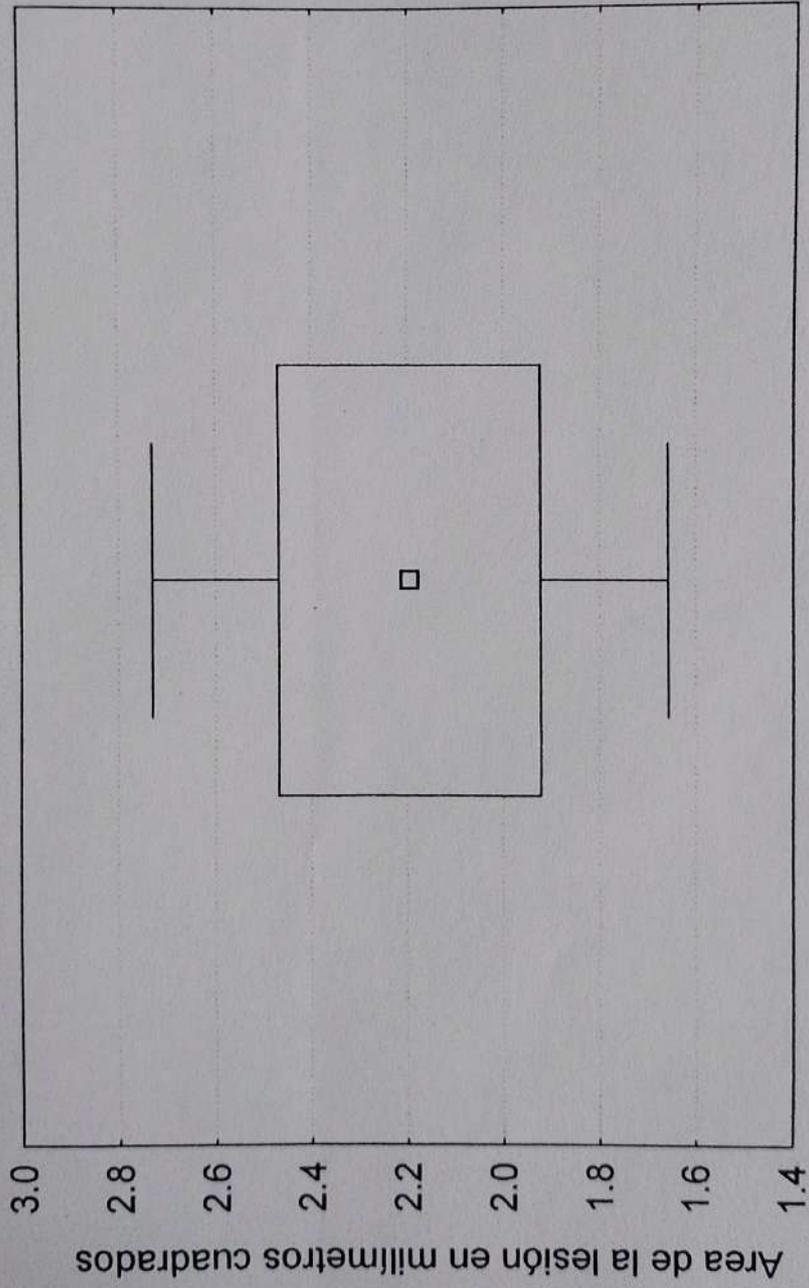
| R | R Cuadrada | R cuadrada ajustada | Error estandar de lo estimado |
|-------|------------|---------------------|-------------------------------|
| 0.632 | 0.400 | 0.333 | 1.0325 |

Cuadro 4. ANOVA de la correlación del cuadro 3.

| Modelo | Suma de cuadrados | df | Cuadrado medio | F | Sig. |
|-----------|-------------------|----|----------------|-------|-------|
| 1 | | | | | |
| Regresión | 6.388 | 1 | 6.388 | 5.992 | 0.037 |
| Residual | 9.595 | 9 | 1.066 | | |
| Total | 15.982 | 10 | | | |

GRAFICA 1

media, error estándar e intervalo de confianza al 95% de las lesiones cuando el tiempo se mantuvo constante



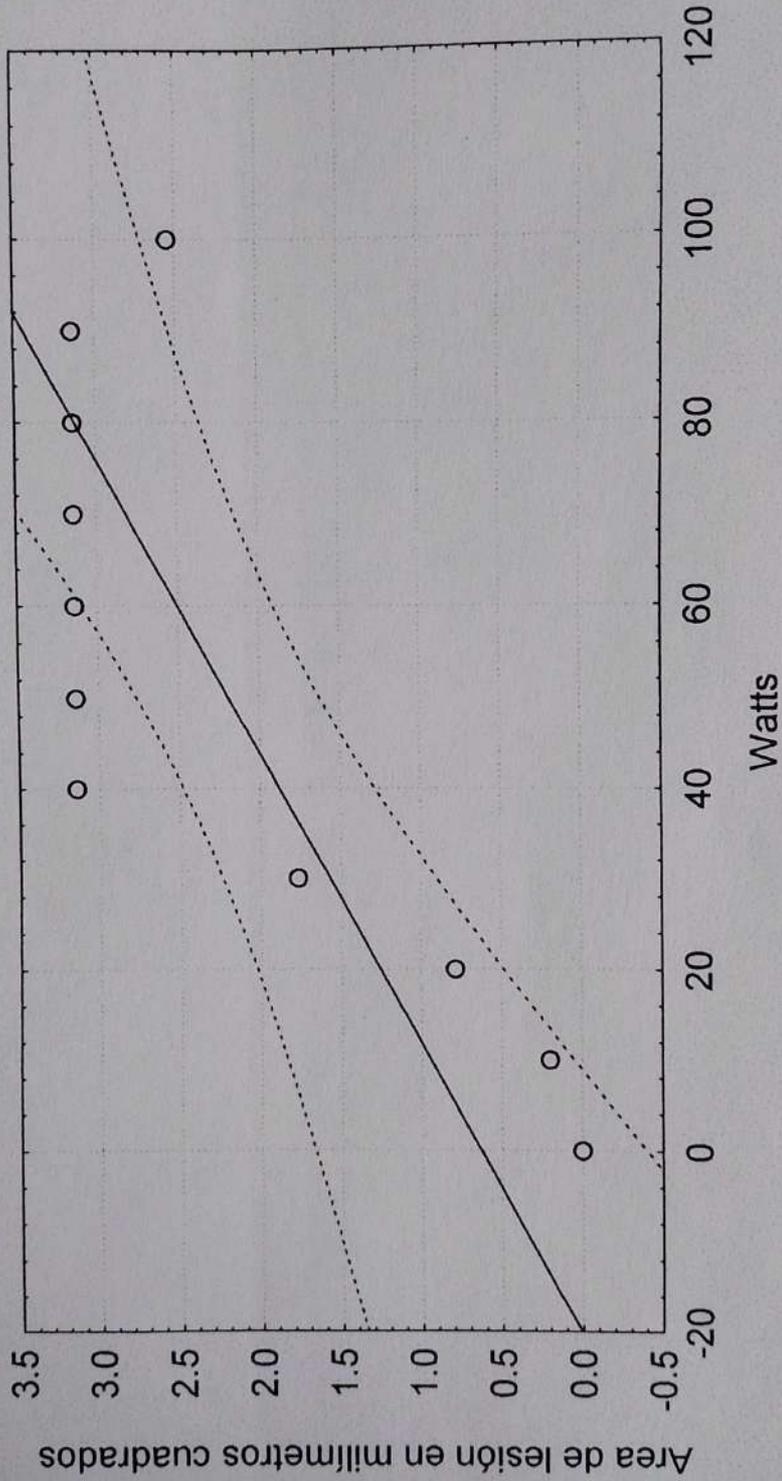
Fuente hojas de captación de datos

GRAFICA 2

Correlación lineal entre W y área de daño cuando el tiempo se mantuvo constante

$$\text{AREA} = .63475 + .03120 * W$$

Correlation: $r = .80609$

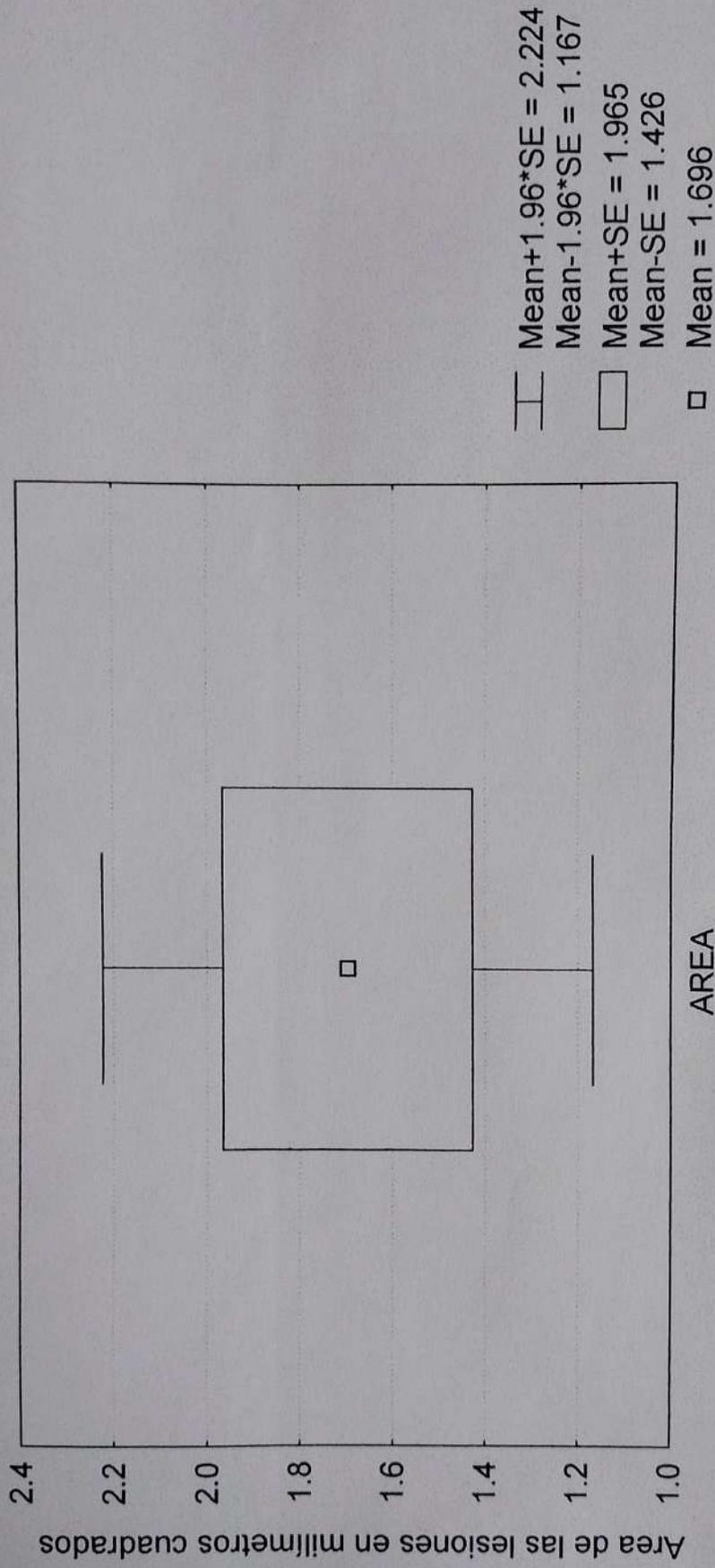


Regression
95% confid.

Fuente: Hojas de captación de datos

GRAFICA 3

Media, error estándar e intervalo de confianza al 95% del área de las lesiones cuando la potencia se mantuvo constante



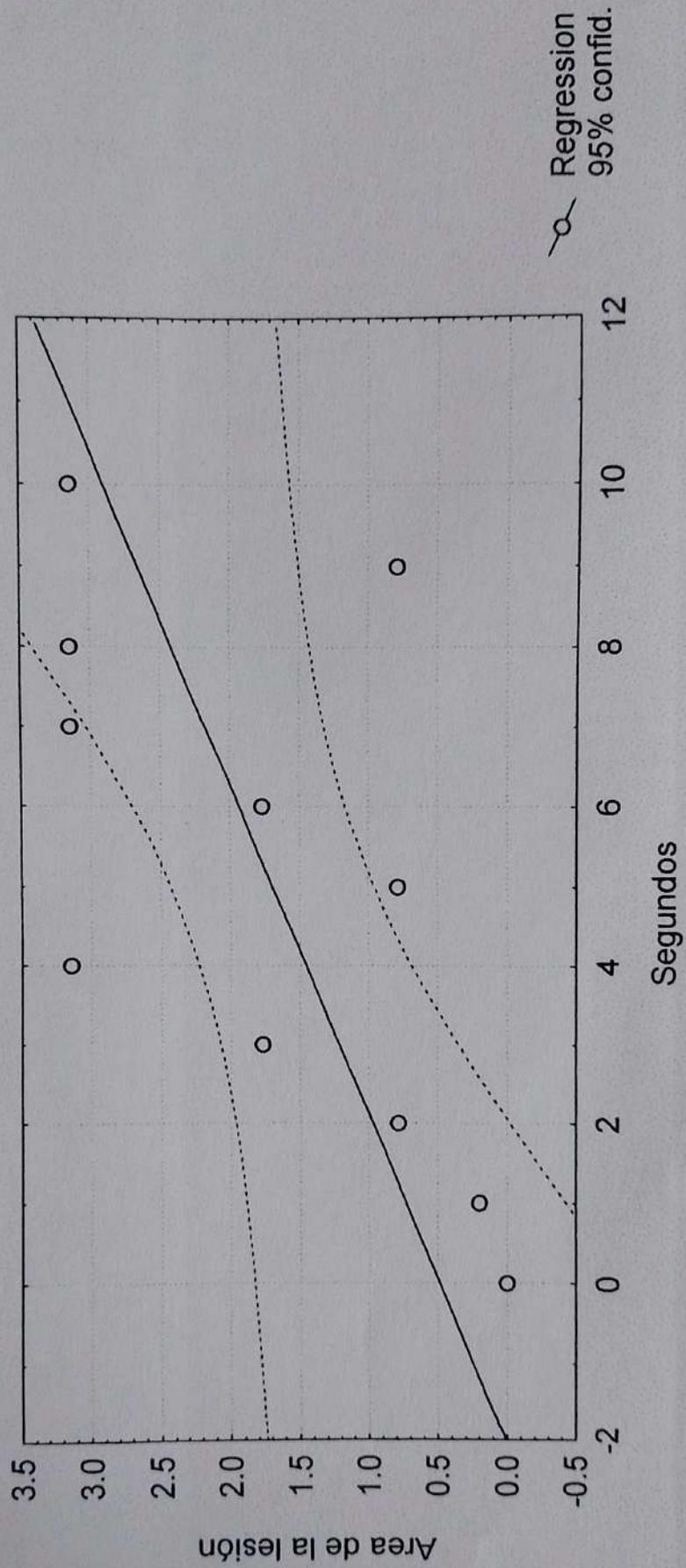
GRAFICA 4

Correlación lineal entre el área de las lesiones y los segundos cuando la

potencia se mantuvo constante

$$\text{AREA} = .49088 + .24097 * \text{SEG}$$

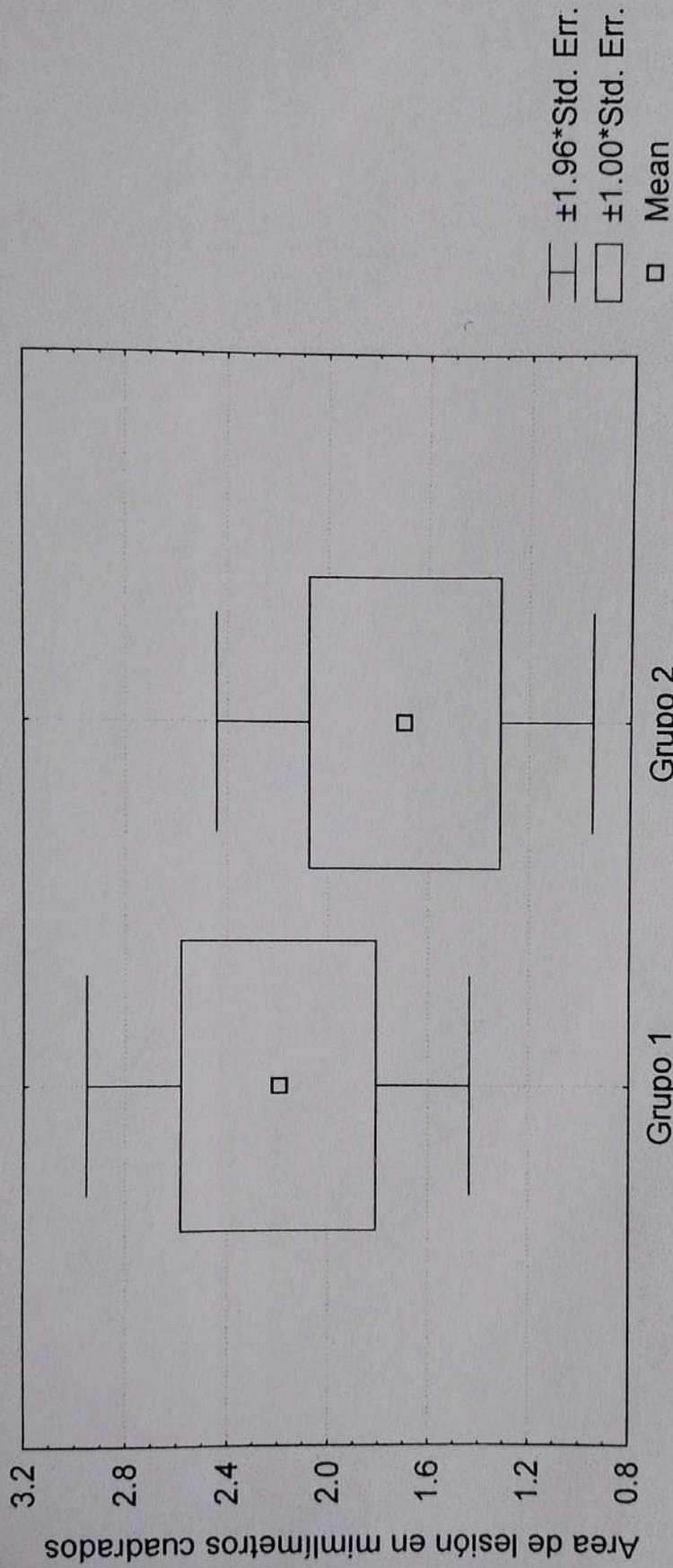
Correlation: $r = .63220$



GRAFICA 5

Comparación de las áreas de lesión cuando el tiempo está constante
(grupo 1) y cuando la potencia está constante (grupo 2)

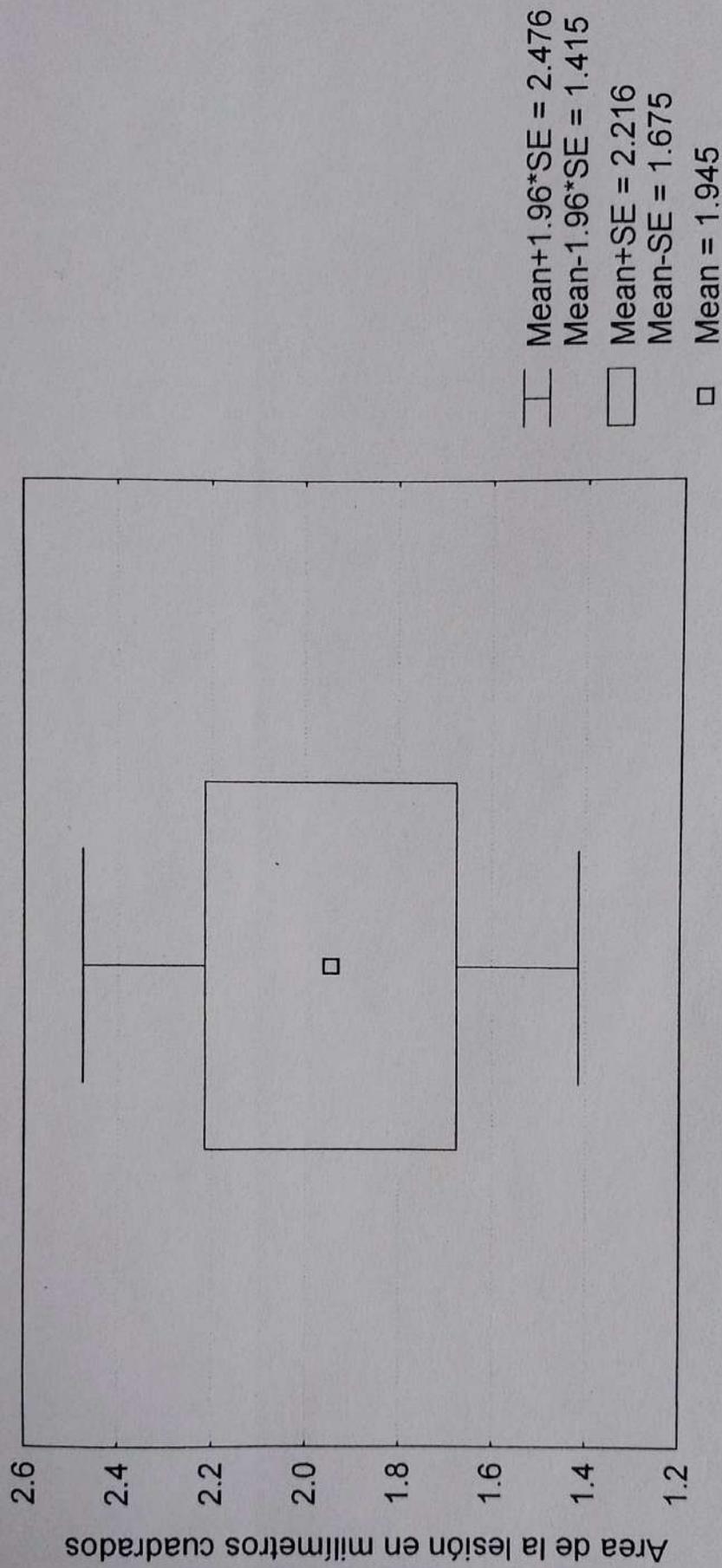
Valor de T (20 g.l.)= 0.919, p= 0.3692



Fuente: Hoja de captación de datos

GRAFICA 6

Media, Error Estándar e intervalo de confianza al 95% de las lesiones en los grupos 1 y 2



Fuente: Hojas de captación de datos

DISCUSION

Es necesario mencionar que nuestro trabajo buscó la correlación que puede existir en el área de lesión en cuanto a la potencia o al tiempo utilizado en relación a la radiofrecuencia, análisis que no encontramos en los artículos revisados en donde únicamente se trabaja sobre el área lesionada; en busca de la correlación nosotros usamos tiempos menores a los reportados, variando los mismos en un grupo y manteniéndolo constante en otro, lo mismo se realizó con la potencia, también buscamos que la energía fuera similar en ambos grupos, ésta se calculó por medio de la fórmula $j = w \times \text{seg.}$. La observación es que si bien la media en cuanto al área de lesión es similar en ambos grupos, la fuerza de la correlación es mayor en el grupo en el cual la potencia varía y los segundos se mantienen constantes, incluso en el grupo 2 los milímetros de las áreas varían en forma errática es decir las áreas pueden ser más pequeñas ó grandes conforme aumentan los segundos en forma indistinta y esto por supuesto se ve en el resultado de coeficiente de correlación más pequeño y sobre todo en el coeficiente de determinación (R^2) que es el que marca verdaderamente la fuerza de la correlación, podemos concluir por lo tanto que de acuerdo a las observaciones de nuestro trabajo la radiofrecuencia presenta una correlación débil con el tiempo y una correlación moderadamente fuerte con la potencia, en donde se observa un coeficiente de correlación de 0.81 y un coeficiente de determinación de 0.650; todavía habremos de hacer observaciones a futuro en cuanto a la comprobación de estas correlaciones y probar si el tiempo de evolución en cuanto a la supervivencia de los animales de experimentación podría influir en la relación observada, también concluimos como ya han observado diversos autores que la radiofrecuencia ocasiona un daño limitado y controlable además de predecible.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Klein LS, Miles WM. Radiofrequency ablation of cardiac arrhythmias. *Scientific Am* 1994; may/june:48-57.
- 2.- Fontaine G, Rovani J, Tonet R. La fulguration intracavitaria; le traitement des arrhythmies cardiaques. *Ann Cardiol Angéiol* 1988;37:119.
- 3.- Saksena S. Catheter ablation of tachycardias with laser energy: Issues and answers. *PACE* 1989;12:196.
- 4.- Warin JF, Haissaguerre M, Lemetayer, et al. Indications et perspectives de la fulguration cardiaque. *Ann Cardiol Angéiol* 1984;33:543-561.
- 5.- Huang S, Saroja B, Lev M. Electrophysiologic and histologic observations of chronic atrioventricular block induced by closed-chest catheter desiccation with radiofrequency energy. *PACE* 1987;10:805.
- 6.-Haverkamp W, Hindricks H, Gulker H. Coagulation of ventricular myocardium using radiofrequency alternating current: biophysical aspects and experimental findings. *PACE* 1989;12:187.
- 7.- Drummer E, Malone J, Castle L. Catheter ablation of the atrioventricular conduction systems to treat patients with atrial tachyarrhythmias, including patients with pacemakers. *Cleve Clin Q* 1986;53:151.
- 8.- Scheiman M, Morady D, Hess D. Catheter induced ablation of the atrioventricular junction to control refractory supraventricular arrhythmias. *JAMA* 1982;248:851.
- 9.- Josephson M. Catheter ablation of arrhythmias. *Ann Inter Med* 1984;101:2134.
- 10.- Gallagher J, Svenson R, Kasell. Catheter technique for closed chest ablation of the atrioventricular conduction system. *N Engl J Med* 1982;306:194.
- 11.- Frank R. Técnicas de ablación endocavitaria. *Arritmias, diez años de progreso.* 1987; Valencia, España.
- 12.- Warin J, Haissaguerre M. Fulguration of accessory pathways in any location: report of seventy cases. *PACE* 1989;12:215.
- 13.- Jackman W, Kuch K, Naccarelli G. Radiofrequency current directed across the mitral annulus with a bipolar epicardial-endocardial catheter electrode configuration in dogs. *Circulation*, 1988;78.
- 14.- Jackman W, Friday K, Fitzgerald D. Localization of left free-wall and posteroseptal accessory atrioventricular pathways by direct recording of accessory pathway activation. *Pace* 1989;12: 204.
- 15.- Blouin L, Marcus F. The effect of electrode design on the efficiency of delivery of radiofrequency energy to cardiac tissue in vitro. *PACE* 1989;12: 136.
- 16.- Franco R, Colín L, Camacho J, et al. La electrofulguración intracavitaria: correlación clínico- patológica. *Arch Inst Cardiol mex* 1985;55: 519.
- 17.- Huang S. Use of radiofrequency energy for catheter ablation of endomyocardium a prospective energy source. *J electrophysiol* 1981;1: 78.
- 18.- Wittkampf F, Hauer R, Robles de Medina E. Controlled growth lesions by power regulation. *J Am Cardiol* 1988;11: 16^a.
- 19.- Wittkampf F, Hauer R, Robles de Medina E. Control of radiofrequency lesion size by power regulation. *Circulation* 1989;80:962-968.
- 20.- Nath S, Whayne J, Kaul S, et al. Effects of radiofrequency catheter ablation on regional myocardial blood flow-possible mechanism for late electrophysiological outcome. *Circulation* 1994;89:2667-2672.

- 21.- Okumura K, Yamabe H, Yasue H. Radiofrequency catheter ablation of accessory pathway during entrainment of the atrioventricular reciprocating tachycardia. *Am J Cardiol* 1993; 72:188-193.
- 22.- Park JK, Halperin BD, McAnulty JH. Comparison of radiofrequency catheter ablation procedures in children, adolescents, and adults and the impact of accessory pathway location. *Am J Cardiol* 1994; 74:786-789.
- 23.- Ruskin JN. Catheter ablation for supraventricular tachycardia (editorial). *N Engl J Med* 1991; 324:1660-1662.
- 24.- Scheinman MM. North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) survey on radiofrequency catheter ablation: implications for clinicians third party insurers, and government regulatory agencies. *PACE* 1992;15:228-2231.
- 25.- Chen S-A, Wu T-J, Chiang C-E, et al. Recurrent tachycardia after selective ablation of slow pathway in patients with atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *Am J Cardiol* 1995;76:131-137.
- 26.- Cabra JAC, Torres PI, Vaca SL, et al. Ablación con radiofrecuencia en el tratamiento de la taquicardia ventricular. *Arch Inst Cardiol Mex* 1996;66:210-219.
- 27.- Kugler JD, Danford DA, Deal BJ, et al. Radiofrequency catheter ablation for tachyarrhythmias in children and adolescents. *N Engl J Med* 1994;330:1481-1487.
- 28.- Tanel RE, Walsh EP, Triedman JK, et al. Five-year experience with radiofrequency catheter ablation: Implications for management of arrhythmias in pediatric and young adult patients. *J Pediatr* 1997;131(6):878-887.
- 29.- Fenelon G, D'Avila A, Malacky T, et al. Prognostic significance of transient complete atrioventricular block during radiofrequency ablation of atrioventricular node reentrant tachycardia. *Am J Cardiol* 1995; 75:698-702.
- 30.- Usefulness of follow-up electrophysiologic study and event monitoring after succesful radiofrequency catheter ablation of supraventricular tachycardia. Wagshal AB, Pires LA, Yong PG, et al. *Am J Cardiol* 1995;75:50-52.
- 31.- Giorgberidze I, Saksena S, Krol RB, et-al. Efficacy and safety of radiofrequency catheter ablation of left-sided accessory pathways through the coronary sinus. *Am J Cardiol* 1995;76:359-365.
- 32.- Leitch JW, Klein G, Yee R, et al. Does delayed loss of preexcitation after successful radiofrequency ablation of accesory pathways result in permanent cure? *Am J Cardiol* 1992; 70:830-832.
- 33.- Langberg J, Borganelli M, Kalbfleisch S, et al. Delayed effects of radiofrequency energy on accesory atrioventricular connections. *PACE* 1993;16:1001-1005.
- 34.- Dick McD II, Dorostkar P, Serwer G, et al. Delayed response to radiofrequency ablation of accesory connections. *PACE* 1993; 16:2143-2145.
- 35.- Anfinson OG, Kongsgaard E, Foerster A, et al. Radiofrequency current ablation of porcine right atrium: increased lesion size with bipolar two catheter technique compared to unipolar application in vitro and in vivo. *PACE* 1998;21:69-78.
- 36.- Gerald V, Nacarelli, Kuck K-H, et al. Selective catheter ablation of canine ventricular myocardium with radiofrequency current. *A C C* 1987; 9(2): 99-A.
- 37.- Petersen HH, Chen X, Pietersen A, et al. Lesion size in relation to ablation site during radiofrequency ablation. *PACE* 1998;21:322-326.
- 38.- Avitall B, Mughal K, Hare J, et al. The effects of electrode tissue contact on radiofrequency lesion generation. *PACE* 1997; 20:2899-2910.

39.- Otomo K, Yamanashi WS, Tondo C, et al. Why a large tip electrode makes a deeper radiofrequency lesion: effects of increase in electrode cooling and electrode tissue interface area. *J Cardiovas Electrophysiol* 1998;9(1):47-54.

ANEXOS

ANEXO 1

Fecha:

Perro No: Sexo: Peso:

Cirujano:

1er ayudante:

Instrumentista:

Anestesiólogo:

Hora de inicio:

Hora de término:

SIGNOS VITALES

TIEMPO DE REGISTRO

FC

FR

Watts:.....

Segundos:.....

OBSERVACIONES:

ANEXO 2

HALLAZGOS DE PATOLOGIA

Hallazgos macroscópicos.

Necrosis:

Coagulación:

Medición microscópica de la lesión:

Observaciones:

INSTRUCTIVO DEL DISPOSITIVO DE RADIOFRECUENCIA

A) Recomendaciones antes de usar el Dispositivo de Radiofrecuencia (RF):

- Antes de usar el Dispositivo de RF se recomienda verificar su adecuado funcionamiento en el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM).
- Se debe verificar que las pilas a usar estén cargadas y sirvan adecuadamente.

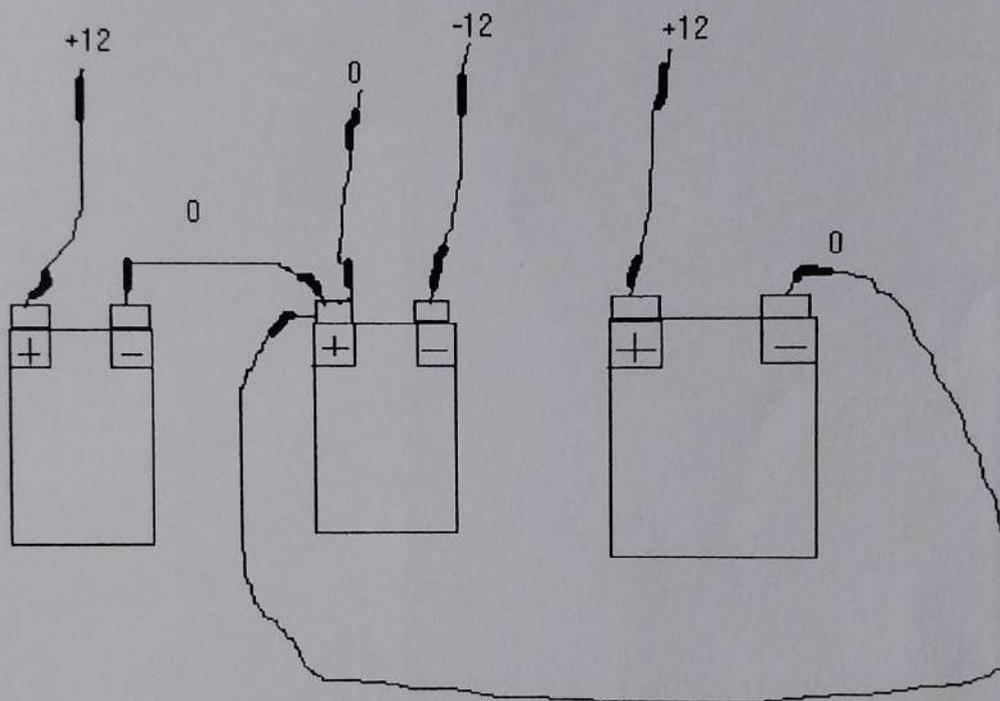
Procedimiento:

- 1.- El dispositivo se recomienda que se coloque sobre una superficie no metálica para evitar cortos.
- 2.- La colocación de los caimanes a las pilas y a las entradas del dispositivo se hará conforme se muestra en el Diagrama de Colocación, que se muestra en la siguiente página (El dispositivo deberá estar apagado).
- 3.- Se colocará abajo del perrito a intervenir, la placa que cierra el circuito y en su extremo se pinzará la conexión que va a tierra del dispositivo.
- 4.- Una vez que esté hecha la venodisección se introducirá el catéter y se verificará por toracotomía o fluoroscopia que la punta quede en el sitio adecuado.
- 5.- Se encenderá el dispositivo.
- 6.- Se indicarán digitalmente los watts y los segundos de la descarga.
- 7.- Se mandará la señal.
- 8.- Se apagará el dispositivo y se retirará el catéter.

Advertencias:

- Procurar que los cables de los caimanes no se toquen estrechamente para evitar que haya un corto-circuito.
- Las puntas de los caimanes no deben tocar superficie metálica alguna para evitar cortos.
- Debido a que la caja del dispositivo, que incluye tanto la parte de potencia como la parte digital, está cerrada, se puede sobrecalentar, por lo que se recomienda practicar cuatro descargas máximo por sesión.
- Los catéteres se deforman en su punta y pierden conductividad después de cuatro descargas por lo que se recomiendan dos a tres descargas con cada uno para obtener los resultados más óptimos posibles.

DIAGRAMA DE COLOCACION DE CAIMANES
EN LAS ENTRADAS DEL DISPOSITIVO DE
RADIOFRECUENCIA



- + Positivo
- Negativo
- 0 Tierra

“La perseverancia lleva al éxito,
aunque se recorra un camino estrecho
y lleno de obstáculos.
Si alcanzas tu meta, tendrás una posición
firme que nadie te podrá arrebatarte.
Al final, el sello de tu vida habrá sido LA LUCHA,
y el epílogo será EL ÉXITO”

