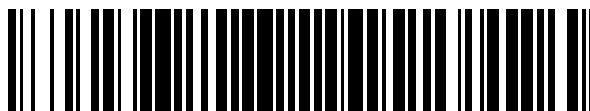


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 391 230**

51 Int. Cl.:

H03H 1/00 (2006.01)

H03H 7/01 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08775400 .8**

96 Fecha de presentación: **26.05.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2169826**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **31.03.2010**

54 Título: **Circuito para dispositivos de radiofrecuencia aplicables a los tejidos vivos y dispositivo que lo contiene**

30 Prioridad:
20.06.2007 ES 200701702

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.11.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.11.2012

73 Titular/es:
**INDIBA, S.A. (100.0%)
C/ ENAMORATS 17
08013 BARCELONA, ES**

72 Inventor/es:
**LARIO GARCÍA, JAVIER;
CALBET BENACH, JOSÉ y
BUISAN ESCARTIN, JORGE**

74 Agente/Representante:
DURÁN MOYA, Luis Alfonso

ES 2 391 230 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Circuito para dispositivos de radiofrecuencia aplicables a los tejidos vivos y dispositivo que lo contiene

5 Objeto de la invención

La presente invención está destinada a dar a conocer un nuevo circuito para dispositivos de radiofrecuencia aplicables a los tejidos vivos, que abarca también los dispositivos de diatermia por corrientes conducidas en sus distintas versiones y los electrobisturís que incorporan el circuito objeto de la propia invención, y que presenta notables características de novedad y de actividad inventiva y que permite conseguir notables ventajas sobre lo actualmente conocido.

En particular, el circuito para dispositivos de diatermia por conducción y para electrobisturís objeto de la presente invención permite atenuar los armónicos de una señal no sinusoidal, permitiendo obtener una señal sinusoidal a la salida de un amplificador de alto rendimiento con objeto de cumplir la normativa de compatibilidad electromagnética (EMC) obligatoria, prácticamente, en todos los países del mundo.

Como es sabido, la EMC es la propiedad de un aparato electrónico de no interferir ni ser interferido por otros aparatos electrónicos, funcionando todos ellos correctamente.

20 Antecedentes de la invención

La diatermia es el empleo de corrientes eléctricas especiales para elevar la temperatura de tejidos vivos con fines terapéuticos. A veces se le denomina hipertermia, sobre todo en el sector médico.

Los equipos de diatermia por corrientes conducidas son muy eficaces en el campo de electromedicina y en el de la electroestética en múltiples aplicaciones. A los electrobisturís a veces también se les denomina aparatos de diatermia.

Es conveniente que los equipos de diatermia y los electrobisturís trabajen con amplificadores de alto rendimiento (eficientes desde el punto de vista de consumo eléctrico), pero en este caso suelen emitir muchas señales electromagnéticas debido fundamentalmente a elementos parásitos que interfieren con otros equipos electrónicos.

Estos equipos de diatermia por conducción y los electrobisturís suelen funcionar con señales sinusoidales como la de la figura 1. La figura 2 muestra el espectro de frecuencia de la señal de la figura 1 utilizando la transformada de Fourier que es otra forma de representar la señal en el dominio de la frecuencia, en el eje de abscisas se representa la frecuencia y en el eje de ordenadas se representa la amplitud de la señal.

El aumento de temperatura del tejido vivo mediante diatermia se consigue transmitiendo energía al mismo a través de dos métodos: por corrientes inducidas (electrodos sin contacto con el tejido) o por corrientes conducidas (electrodos en contacto con el tejido).

En general, la frecuencia de la señal aplicada en el método de acoplamiento sin contacto ha de ser muy superior a la frecuencia de la señal aplicada en el método de acoplamiento con contacto.

En la diatermia por conducción se aplican dos electrodos en contacto con el tejido vivo de forma que se produce una circulación de corriente entre los dos electrodos que atraviesa el tejido que encuentra a su paso. La corriente que circula a través del tejido provoca la elevación de la temperatura por el efecto Joule, debido a la resistencia eléctrica del propio tejido.

En equipos de diatermia por conducción el acoplamiento de los electrodos es por contacto. Existen dos métodos de aplicación: el denominado método capacitivo y el método resistivo.

En diatermia por conducción los electrodos normalmente son asimétricos, en este caso, y debido a la densidad de la corriente, el mayor aumento de la temperatura se produce en los tejidos más próximos al electrodo activo (el de menor tamaño). En el método capacitivo los dos electrodos son metálicos, pero uno de ellos tiene una capa aislante. En el método resistivo los dos electrodos son metálicos sin aislar.

En los equipos de electrocirugía, tales como los electrobisturís, la densidad de corriente es tan elevada en el punto de contacto del electrodo activo con el tejido, que se produce corte, coagulación o fulguración de éste.

Para este tipo de equipos el cumplimiento de la normativa de EMC que se ha citado anteriormente es muy difícil. De hecho en la norma IEC 60601-2-2, que han de cumplir los electrobisturís, se explica que las pruebas de EMC se han de realizar con el equipo conectado, pero con la potencia de salida a cero, porque en su momento, se comprobó que era muy difícil cumplir con las normas de EMC cuando el electrobisturí se aplica en la función de corte, fulguración o

coagulación, y porque el tiempo de uso del equipo durante la intervención quirúrgica es relativamente corto y el beneficio para el paciente es muy elevado.

Los equipos de diatermia por conducción funcionan de forma parecida a un electrobisturí, pero con un electrodo activo mucho mayor, de forma que la densidad de corriente J en el área de contacto con el tejido es mucho menor, aunque la corriente I que circula por el tejido (de hasta 3 A de valor eficaz R.M.S.), la tensión de salida V (de hasta 800 V de valor eficaz R.M.S.) y la frecuencia de la señal (entre 0,4 MHz a 3 MHz), son aproximadamente del mismo orden de magnitud. Desde el punto de vista de EMC, estas tensiones, corrientes y frecuencias son relativamente elevadas, y hacen muy difícil poder cumplir con la normativa de EMC en los diferentes países. Como no existe una normativa específica para este tipo de equipos, tal y como sucede con el electrobisturí, los equipos de diatermia por conducción han de cumplir la normativa general de EMC para equipos médicos EN 60601-1-2 en Europa. Ésta indica que la EMC se ha de medir con el equipo en la peor condición posible, esto es, a máxima potencia de salida, a diferencia de los electrobisturís que se ha de medir con la potencia a cero, que es una situación mucho más sencilla para cumplir con los requisitos de la EMC.

Cualquier señal no sinusoidal pura y periódica se puede descomponer en múltiples señales sinusoidales denominadas armónicos (de diferente frecuencia, amplitud y fase), los cuales se pueden calcular a partir de la transformada de Fourier de la señal periódica.

Un método para minimizar interferencias electromagnéticas consiste en que la señal a la que trabaje el amplificador sea sinusoidal pura, por ejemplo un amplificador en clase A, pero en este caso el rendimiento teórico máximo es del 50 % con la consiguiente pérdida de energía y el calentamiento del equipo.

Algunos amplificadores de alto rendimiento, como por ejemplo los de clase C, D, E o F, pueden llegar a rendimientos teóricos de hasta el 100 %. Estos amplificadores se basan en generar una señal idealmente cuadrada (que puede ser trapezoidal o cuasi-trapezoidal) o de pulsos, y filtrar la señal fundamental intentando atenuar al máximo los armónicos no deseados, normalmente con un filtro LC de segundo orden, ya sea serie o paralelo, pero en el estado de la técnica no se ha descrito ningún filtro como el que se describe en esta patente para este tipo de amplificadores.

En realidad, el rendimiento de estos amplificadores es menor al teórico debido a las pérdidas en los componentes y/o a la no adaptación de impedancias.

En la figura 3 se puede ver una señal cuadrada. En la figura 4 se puede ver que el espectro de frecuencia de esta señal cuadrada contiene muchas otras señales a frecuencias superiores (armónicos). Estas señales son indeseadas porque se pueden acoplar al cable de red o porque se pueden emitir en forma de radiación a través de cables del paciente, pudiendo provocar más fácilmente interferencias electromagnéticas en otros equipos.

Características de la invención

El objetivo de la presente invención consiste en dar a conocer un circuito que permite a los equipos de diatermia cumplir más fácilmente con los requisitos de EMC de los diferentes países, especialmente en las pruebas de emisión radiada y conducida.

El circuito se puede utilizar tanto en equipos de electrocirugía como son los electrobisturís, como en equipos de diatermia por conducción.

El objetivo de la presente invención es atenuar al máximo las señales no deseadas, con el objeto de que el equipo no interfiera a otros equipos electrónicos cuando se utiliza como fuente principal de la señal un generador de señal cuadrada, trapezoidal, de pulsos o cualquiera que contenga armónicos.

El circuito está formado por dos filtros resonantes, uno serie y otro paralelo separados por un transformador (que puede tener una relación de espiras de 1:N, donde N es un número real, que puede ser mayor que la unidad si se quiere amplificar la señal fundamental de la señal de entrada, o menor que la unidad si se quiere atenuar la señal fundamental de la señal de entrada, o igual a la unidad si sólo se quiere aislar), y que dejan pasar la señal fundamental de la señal de entrada (una señal sinusoidal) y cuyo conjunto atenúa el resto de los armónicos conforme aumenta la frecuencia de éstos. Este tipo de equipos de diatermia suelen tener a su salida un condensador, denominado anti-estímulo para evitar que los efectos no lineales causados por las altas tensiones (arcos voltaicos) provoquen una desmodulación que generen bajas frecuencias (que podrían producir, por ejemplo una fibrilación durante una intervención con un electrobisturí, IEC 60601-2-2).

Estos condensadores anti-estímulo producen una caída de tensión que, para evitarla, se prevé incorporar una inductancia de un valor tal que, en serie con el condensador anti-estímulo, la frecuencia de resonancia del conjunto sea la frecuencia fundamental de la señal de entrada. Con esto se consigue otro efecto añadido; y es que las frecuencias muy altas queden atenuadas debido a esta inductancia, disminuyendo así en nivel de emisiones radiadas por los cables del paciente.

Estas y otras características se desprenderán mejor de la descripción detallada que sigue, para facilitar la cual se acompaña de varias figuras en las que se ha representado gráficas de las señales utilizadas convencionalmente y una realización de la invención que tiene carácter de ejemplo no limitativo.

5 El documento NL-A-7908680 facilita un ejemplo de dicho circuito.

Descripción de los dibujos

10 En la figura 1 se puede ver, de modo ilustrativo, una señal sinusoidal (por ejemplo de 500 kHz, normalizada a una amplitud unitaria).

15 La figura 2 muestra el espectro de frecuencia de la señal de la figura 1 utilizando la transformada de Fourier, que es otra forma de representar la figura 1, cambiando el eje de abscisas de tiempo (figura 1) por frecuencia, y siendo el eje de ordenadas la amplitud de la señal.

La figura 3 muestra una señal cuadrada.

20 En la figura 4 se muestra el espectro de frecuencia de la señal de la figura 3 utilizando la transformada de Fourier. Se puede apreciar que la señal cuadrada contiene otras señales mezcladas a frecuencias más altas (armónicos) que son potencialmente interferentes. Los ejes de ordenadas y abscisas tienen una escala logarítmica.

25 La figura 5 muestra un esquema del circuito objeto de la invención, donde (1) indica la salida capacitiva (CAP) y (2) indica la salida resistiva (RES).

En la figura 6 se puede apreciar que a la salida del filtro en la resistencia del paciente (R_{PAT}) los armónicos se atenúan de forma sustancial, que es lo que se pretendía.

Descripción detallada

30 Tal como se aprecia en la figura 5, la presente invención comprende un circuito para equipos de diatermia por conducción formado por dos filtros resonantes, uno serie y otro paralelo, que están sintonizados para dejar pasar la señal fundamental de la señal de entrada que contiene armónicos (esta señal fundamental es una señal sinusoidal) y que atenúan exponencialmente el resto de los armónicos conforme aumenta la frecuencia de éstos.

35 El filtro serie está formado por la inductancia L_{S1} y por una capacidad C_{S1} , y ofrece una impedancia muy baja (de hecho casi un cortocircuito) a la frecuencia fundamental de la señal de entrada, y una impedancia alta al resto de los armónicos de la señal de entrada, tanto mayor, cuanto mayor sea la frecuencia de éstos.

40 El filtro paralelo está formado por la inductancia L_P y por una capacidad C_P , y ofrecen una impedancia muy alta (de hecho prácticamente un circuito abierto) a la frecuencia fundamental de la señal de entrada, y una impedancia baja al resto de los armónicos de la señal de entrada, tanto menor, cuanto mayor sea la frecuencia de éstos.

45 Por lo tanto, la señal fundamental de la señal con armónicos (una señal sinusoidal) pasará prácticamente sin atenuación a la salida, mientras que los filtros resonantes serie y paralelo, atenuarán los armónicos que provocan interferencias, tanto más, cuanto mayor sea la frecuencia de éstos, facilitando así el cumplimiento de la normativa de EMC.

50 Entre el filtro resonante serie formado por L_{S1} y C_{S1} , y el filtro resonante paralelo formado por L_P y C_P está intercalado un transformador TRF con una relación de espiras de 1:N, donde N es un número real que puede ser mayor que la unidad si se quiere amplificar la señal fundamental de la señal de entrada, o menor que la unidad si se quiere atenuar la señal fundamental de la señal de entrada, o igual a la unidad si sólo se quiere aislar. También se podría prescindir del transformador.

55 La inductancia del filtro resonante paralelo L_P puede ser una inductancia independiente o la inductancia parásita del secundario del transformador TRF si éste está presente.

60 El circuito propuesto es adecuado para su aplicación en equipos de electrocirugía como electrobisturís, en equipos de diatermia por conducción con electrodo activo metálico aislado (modo capacitivo, ver patente española 287 964 de la misma solicitante), en equipos de diatermia por conducción con doble tipo de electrodo; electrodo activo metálico aislado (modo capacitivo) y con electrodo activo metálico (modo resistivo, ver patente española 2 139 507 de la misma solicitante), y en equipos de diatermia por conducción con electrodo activo metálico. Este tipo de equipos disponen de un electrodo de retorno o neutro de mayor superficie que el electrodo activo. El circuito también es adecuado para equipos de diatermia como son los denominados bipolares, en los que los dos electrodos se comportan como activos y están cercanos el uno del otro teniendo un tamaño similar.

Los equipos de diatermia por conducción descritos anteriormente suelen tener en su salida un condensador C_{S2_CAP} (y C_{S2_RES} si el sistema tiene salida resistiva, esto es electrodo activo sin aislar), denominado condensador anti-estímulo para evitar que los arcos voltaicos producidos por las altas tensiones, produzcan corrientes de baja frecuencia por efecto de desmodulación. Estas corrientes de baja frecuencia ($f < 10$ kHz) pueden producir estimulación nerviosa, o una contracción de un músculo cuando se aplica el aparato de diatermia.

El valor de capacidad del condensador anti-estímulo suele ser bajo (del orden de pocos nF), lo cual produce una caída de tensión dependiendo de su valor (C_{S2_CAP} y/o C_{S2_RES}), y de la corriente I que circula por él.

Una característica de la invención es que para evitar esta caída de tensión, se propone poner una inductancia (L_{S2_CAP} y/o L_{S2_RES}) en serie con el condensador anti-estímulo (C_{S2_CAP} y/o C_{S2_RES} respectivamente) de un valor tal que provoque que su frecuencia de resonancia sea igual a la frecuencia fundamental de la señal de entrada. Esto provoca que la impedancia de esta red LC sea prácticamente nula a la frecuencia fundamental de la señal de entrada. Además, de este modo se consigue otro efecto añadido, y es que las frecuencias muy altas queden atenuadas debido a esta inductancia (L_{S2_CAP} y/o L_{S2_RES}), disminuyendo así aún más el nivel de emisiones radiadas por los cables del paciente y por el cable de red.

Los valores de los componentes del circuito son independientes de la potencia de salida. Los valores de cada red LC del circuito está en función de la frecuencia de trabajo según la formula (1)

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (1)$$

Para obtener el máximo rendimiento del amplificador, la frecuencia de salida puede ser variable en función de la impedancia del conjunto electrodo más paciente, por lo cual el circuito y/o la frecuencia son sintonizados para adaptar las impedancias del circuito de salida a la impedancia del conjunto de electrodo más paciente.

El margen de frecuencia típico de la señal de salida, para este tipo de equipos, puede estar entre 100 kHz y 10 MHz, de forma que no se produzca una estimulación nerviosa, y su valor no es fundamental para la correcta funcionalidad del circuito.

Un caso práctico de realización que se cita solamente a título de ejemplo y no limitativo del alcance de la presente invención se puede ver en la figura 5. En la figura 6 se puede apreciar cómo se han atenuado los armónicos de las frecuencias altas cuando se compara con el espectro de la señal cuadrada de entrada (figura 4).

Como es evidente, la presente invención será aplicable a equipos radiofrecuencia aplicables a tejidos vivos tales como los equipos de diatermia por conducción: equipos sólo capacitivos, (con electrodo activo metálico con capa aislante), sólo resistivos (con el electrodo activo metálico), o capacitivos y resistivos con electrodo activo menor que el electrodo pasivo, bipolares (con electrodos similares) y a electrobisturís. En la figura 5 (1) indica la salida capacitiva (CAP) y (2) indica la salida resistiva (RES).

Se comprenderá que la invención ha sido explicada en lo anterior simplemente a título de ejemplo no limitativo y que en la misma se podrán introducir múltiples variantes comprendidas dentro del alcance de la invención que queda definido por las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Circuito para electrobisturís o dispositivos para diatermia por corriente conducida con frecuencias desde 100 kHz hasta 10 MHz, caracterizándose el circuito para suministrar los electrodos de dichos electrobisturís por comprender:
- 5
- un filtro resonante en serie que consiste en una inductancia (L_{S1}) y una capacidad (C_{S1})
 - un filtro resonante en paralelo que consiste en una inductancia (L_P) y una capacidad (C_P)
 - estando sintonizados el filtro resonante en serie y el filtro resonante en paralelo para permitir el paso de la señal fundamental de la señal de entrada y que simultáneamente atenúa exponencialmente el resto de los armónicos al
- 10
- aumentando la frecuencia de dichos armónicos,
 - estando separados dichos filtro resonante en serie y filtro resonante en paralelo por un transformador (TRF) con una relación de espiras 1:N, siendo N un número real
 - en el que la frecuencia de salida es variable y el circuito y/o la frecuencia pueden estar, por lo tanto, sintonizados para hacer corresponder las impedancias del circuito de salida a una impedancia que depende del
- 15
- paciente y del electrodo de dicho electrobisturí.
2. Circuito, según la reivindicación 1, en el que la inductancia del filtro resonante en paralelo (L_P) es la inductancia parásita del secundario del transformador (TRF).
- 20
3. Circuito, según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque la inductancia del filtro resonante en paralelo (L_P) es una inductancia independiente.
4. Circuito, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que existe un condensador antiestímulo (C_{S2_CAP} , C_{S2_RES}) en cada salida, caracterizado porque se dispone en serie con un condensador una inductancia (L_{S2_CAP} , L_{S2_RES}), cuyo valor es tal que produce resonancia en la frecuencia fundamental de la señal de entrada.
- 25
5. Circuito, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado porque la inductancia (L_{S1}) y la capacidad (C_{S1}) del filtro resonante en serie ofrecen una impedancia más baja a la frecuencia fundamental de la señal de entrada y una impedancia más elevada al resto de armónicos de la señal de entrada.
- 30
6. Circuito, según la reivindicación 5, caracterizado porque la inductancia (L_{S1}) y la capacidad (C_{S1}) del filtro resonante en serie ofrecen una impedancia muy baja a la frecuencia fundamental de la señal de entrada y alta impedancia al resto de armónicos de la señal de entrada.
- 35
7. Circuito, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque la inductancia (L_P) y la capacidad (C_P) del filtro resonante en paralelo ofrecen una impedancia más elevada a la frecuencia fundamental de la señal de entrada y una impedancia más baja al resto de armónicos de la señal de entrada.
- 40
8. Circuito, según la reivindicación 7, caracterizado porque la inductancia (L_P) y la capacidad (C_P) del filtro resonante en paralelo ofrecen impedancia muy elevada a la frecuencia fundamental de la señal de entrada y baja impedancia al resto de armónicos de la señal de entrada.
9. Dispositivo de diatermia que comprende un circuito de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8.
- 45
10. Dispositivo de electrobisturí que comprende un circuito de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8.

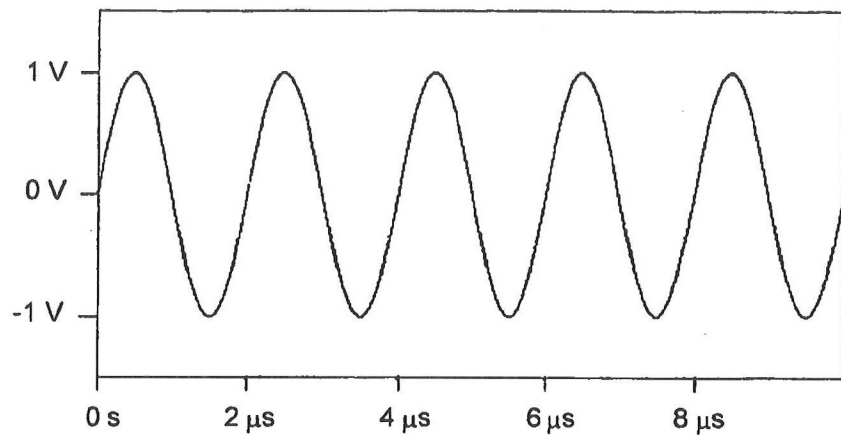


FIG. 1

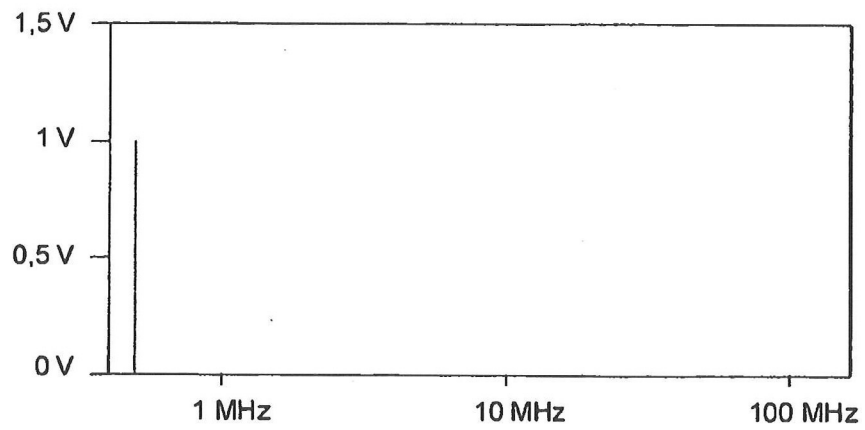


FIG. 2

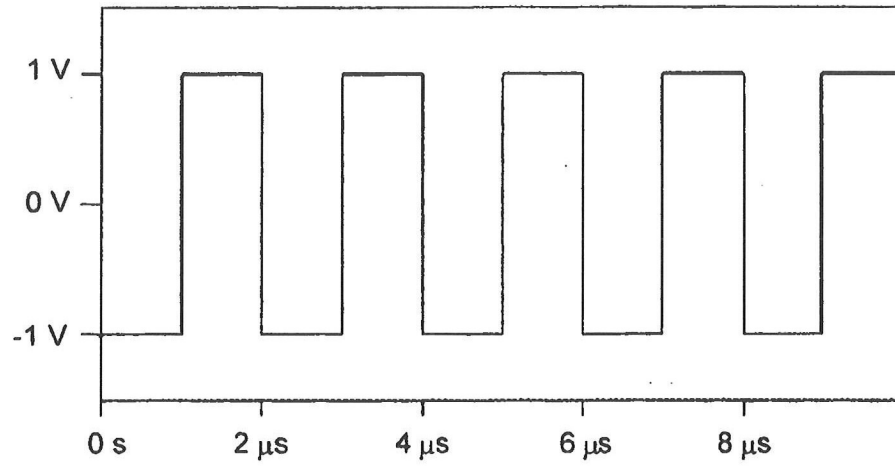


FIG. 3

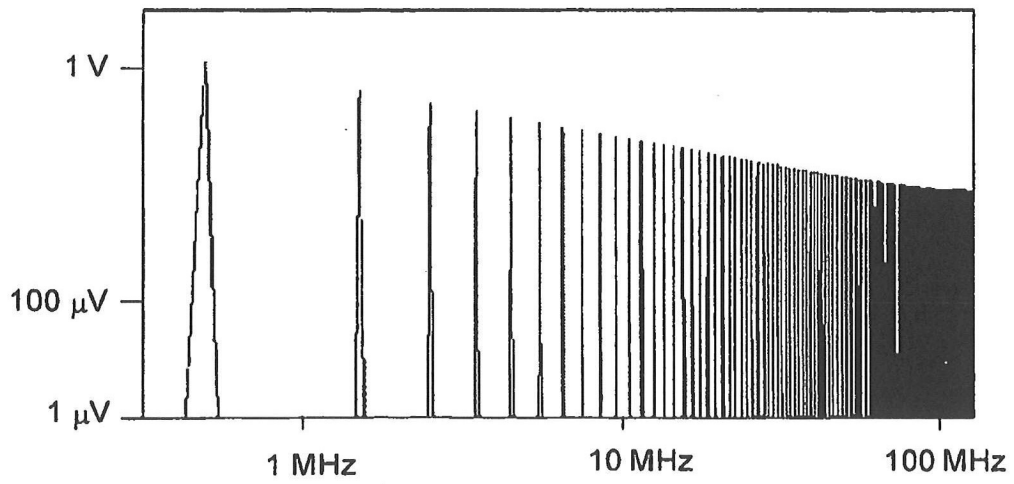


FIG. 4

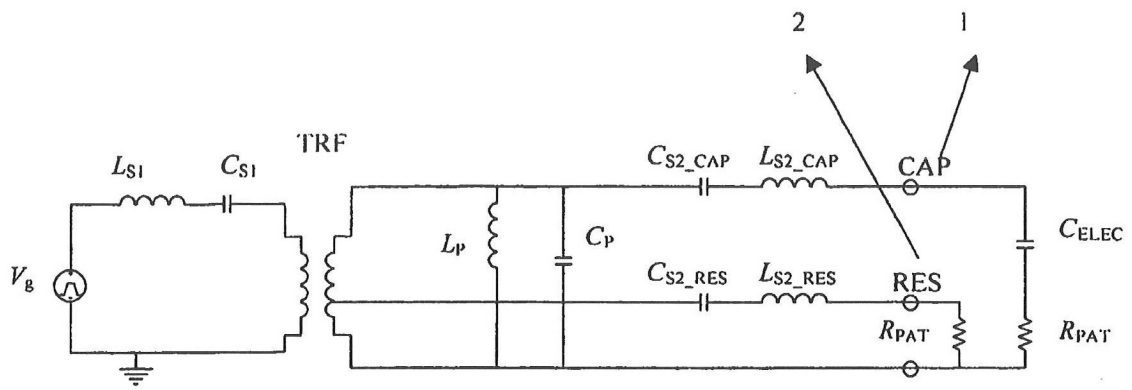


FIG. 5

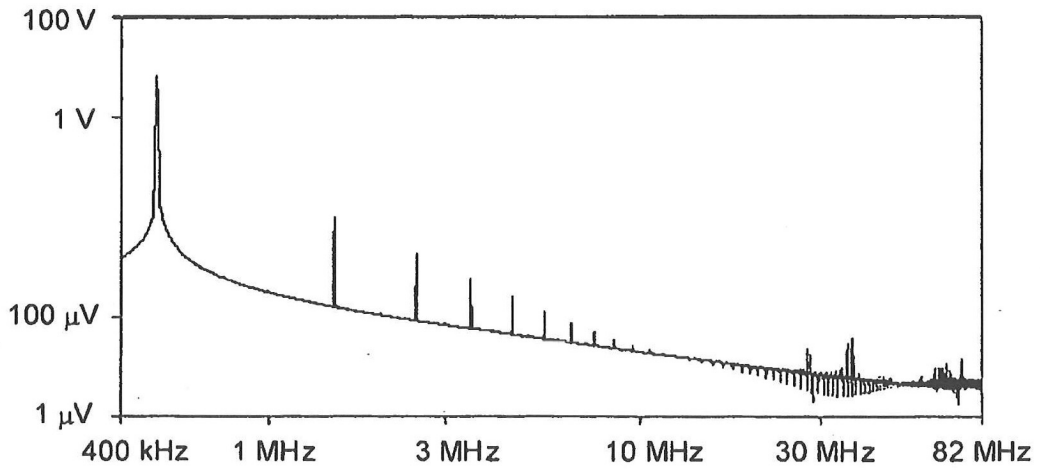


FIG. 6