



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 349 063**

51 Int. Cl.:
A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07254553 .6**

96 Fecha de presentación : **22.11.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **1927323**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **04.06.2008**

54 Título: **Sistema de tratamiento térmico en una zona biológica del cuerpo de un paciente.**

30 Prioridad: **29.11.2006 US 872021 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.12.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.12.2010

73 Titular/es: **CATHRX Ltd.**
5 Parkview Drive
Homebush Bay, NSW 2127, AU

72 Inventor/es: **Cincunegui, Jose Luis y**
Panos, James

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 349 063 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

Campo

5 La presente invención se refiere, generalmente, al tratamiento térmico de una zona biológica en un cuerpo humano o animal. Más particularmente, la invención se refiere a un sistema, y a un procedimiento, para calentar una zona biológica en el cuerpo de un paciente para producir al menos una lesión en la zona o para un tratamiento de manejo del dolor.

10 Antecedentes

La energía electromagnética, en forma de energía de radio frecuencia (RF), se usa para producir lesiones en una zona biológica del cuerpo humano o animal con fines diversos tales como, por ejemplo, ablación cardiaca, ablación tumoral, etc. La energía de RF también puede
15 usarse para calentar una zona para un tratamiento de manejo del dolor. Para aplicar la energía de RF en la zona requerida del cuerpo, se usa como conductor un electrodo que tiene una punta de electrodo que forma una primera terminal del circuito y una contraplaca situada bajo el cuerpo del paciente, que forma un electrodo de retorno para el circuito de manera que, cuando se ponga la punta del electrodo en contacto con la zona, se forme un circuito cerrado. Un
20 problema con esta disposición es que la impedancia del cuerpo del paciente es elevada, lo que resulta en que la energía de RF se disipe a través del cuerpo del paciente en vez de concentrarse en la zona.

Tradicionalmente, ha venido usándose un sistema con un único electrodo activo para producir lesiones en una zona. La energía de RF se aplica a una pequeña punta del electrodo
25 situada hacia el extremo de un catéter, haciendo un trayecto de retorno a través del cuerpo del paciente.

La Patente Estadounidense N° 6.485.487 desvela un aparato para suministrar energía a una zona biológica. El aparato incluye un catéter que tiene una pluralidad de electrodos situados proximales a la zona biológica. Un sistema de control de energía suministra energía a cada
30 electrodo. Cuando se desconecta un electrodo o un grupo de electrodos, el sistema de control de energía proporciona una alta impedancia a los electrones apagados de manera que sustancialmente no fluya corriente alguna a dichos electrones desde los otros electrodos que puedan permanecer conectados. Esto permite que los electrodos desconectados se enfríen. El sistema de control de energía permite el control sobre la fase y el ciclo de trabajo de la energía
35 aplicada a los electrodos y permite el control individual sobre la energía proporcionada a cada

electrodo. También existe una contraplaca situada de manera proximal a la zona biológica de manera que la zona biológica quede interpuesta entre los electrodos y la contraplaca. Cuando se usa un acercamiento unipolar/bipolar con la contraplaca, el sistema de control de energía controla el ángulo de fase de la energía aplicada a los electrodos de manera que la corriente fluya entre los electrodos y entre los electrodos y la contraplaca.

Resumen

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona un sistema para calentar una zona en el cuerpo de un paciente, incluyendo el sistema un transformador que tiene un devanado primario y un devanado secundario, teniendo el devanado secundario al menos una derivación para proporcionar una referencia del paciente y al menos dos fuentes de energía de radio frecuencia (RF), estando desfasadas las dos fuentes de RF entre sí; y

un grupo de electrodos conectados a las fuentes de energía de RF provistas por el devanado secundario, los cuales son energizados simultáneamente, y estando dispuestos de tal manera que hay más electrodos activos conectados a una de las fuentes de energía de RF que a la otra fuente de energía de RF, y de tal manera que la energía suministrada a un electrodo activo está desfasada con respecto a la energía suministrada a un electrodo activo adyacente.

Al menos periódicamente, el grupo de electrodos activos puede comprender una cantidad impar de electrodos, habiendo un subgrupo con una cantidad par de electrodos activos conectado a una de las fuentes de energía de RF, y habiendo un subgrupo con una cantidad impar de electrodos activos conectado a la otra de las fuentes de energía de RF y estando los electrodos activos de los subgrupos alternados entre sí a todo lo largo de un catéter que porta los electrodos. Más particularmente, el grupo de electrodos puede comprender al menos tres electrodos activos que son energizados simultáneamente con la energía suministrada a un subgrupo que comprende dos electrodos exteriores del grupo de tres electrodos activos, los cuales están en fase entre sí pero desfasados con la energía suministrada a otro subgrupo que comprende un único electrodo activo, interior, o medio, dispuesto entre los electrodos exteriores del primer subgrupo.

El sistema puede incluir un dispositivo conmutador interpuesto entre el devanado secundario del transformador y el grupo de electrodos para cambiar periódicamente la configuración de electrodos activos conectados a las fuentes de energía de RF.

Puede observarse que no es necesario que siempre sea el mismo electrodo activo el que esté conectado al primer sub-devanado. En la práctica, de hecho no tiene por qué ser así. Por

ejemplo, en un sistema de 3 electrodos, el electrodo 1 puede estar conectado inicialmente al primer sub-devanado y el electrodo 3 puede estar conectado al segundo sub-devanado. Tras un periodo predeterminado de tiempo, los electrodos 1 y 3 pueden conectarse ambos al primer sub-grupo bajo la acción del dispositivo conmutador y el electrodo 2 puede conectarse al
5 segundo sub-devanado.

El sistema puede incluir un dispositivo de monitorización asociado con cada electrodo para monitorizar la energía suministrada a cada electrodo activo. El sistema de monitorización puede ser un dispositivo detector de temperatura, tal como un termopar o termistor, para monitorizar la temperatura de su electrodo asociado activo. Adicionalmente, los dispositivos de
10 monitorización también pueden estar situados entre electrodos adyacentes. Los dispositivos de monitorización pueden estar conectados al dispositivo conmutador, respondiendo el dispositivo conmutador a un parámetro monitorizado de cada electrodo activo para suministrar a los electrodos activos un control de retroalimentación de la magnitud de la energía de RF y/o para conmutar entre las configuraciones de electrodos conectados a las fuentes de energía de RF.
15 Por ejemplo, el dispositivo conmutador puede seleccionar el termopar apropiado, es decir el termopar asociado con el electrodo activo más caliente, para controlar la magnitud de energía de RF a suministrar a los electrodos. Otros dispositivos de monitorización pueden incluir sensores de presión, dispositivos de fibra óptica, dispositivos medidores de la impedancia, o similares.

El sistema puede incluir un generador de energía para generar la energía de RF, estando conectado el devanado primario del transformador a una salida del generador de energía. El generador puede responder al dispositivo conmutador y al parámetro monitorizado de los electrodos activos, monitorizados por los dispositivos de monitorización, para controlar la energía de RF suministrada a los electrodos activos.
20

El transformador puede tener una relación de 1:1 entre el devanado primario y el devanado secundario. La derivación puede ser una derivación central para proporcionar dos sub-devanados que actúen como fuentes de energía, estando desfasadas las energías suministradas por las fuentes 180° entre sí.
25

En una realización, al menos uno de los electrodos conectados a cada fuente de energía de
30 RF puede estar inactivo al tiempo que al menos otro electrodo conectado a dicha fuente está activo.

De acuerdo con un segundo aspecto de la invención, se proporciona un sistema para calentar una zona del cuerpo de un paciente, incluyendo el sistema un transformador que tiene un devanado primario y un devanado secundario, teniendo el
35 devanado secundario al menos una derivación para proporcionar una referencia del paciente y

al menos dos fuentes de energía de radio frecuencia (RF), estando desfasadas las dos fuentes de RF entre sí; y

una pluralidad de electrodos activos conectados a las fuentes de energía de RF provista por el devanado secundario, los cuales son energizados simultáneamente, estando conectados múltiples electrodos activos a una de las fuentes de energía de RF y estando conectado un grupo diferente de electrodos activos a la otra fuente de energía de RF, y siendo la energía suministrada a cada uno de los múltiples electrodos activos de la misma fase pero estando desfasada con la energía suministrada a cada uno del grupo diferente de electrodos activos.

La amplitud de la energía suministrada a cada uno de los múltiples electrodos activos puede ser menor que la amplitud de la energía suministrada a cada uno del grupo diferente de electrodos activos.

El sistema puede incluir un generador de energía para generar la energía de RF, estando conectado el devanado primario del transformador a una salida del generador de energía. El generador puede responder al dispositivo conmutador y a un parámetro monitorizado de los electrodos, monitorizados por un dispositivo de monitorización asociado con cada electrodo, para controlar la energía de RF suministrada a los electrodos activos. El parámetro monitorizado de cada electrodo puede ser la temperatura de cada electrodo. Por lo tanto, el dispositivo de monitorización asociado con cada electrodo puede ser un dispositivo detector de temperatura, tal como un termopar o termistor.

El transformador puede tener una relación de 1:1 entre el devanado primario y el devanado secundario. La derivación puede ser una derivación central para proporcionar dos sub-devanados que actúen como fuentes de energía, estando desfasadas las energías suministradas por las fuentes 180° entre sí.

Al menos un electrodos activo puede estar conectado a un sub-devanado y al menos dos electrodos activos pueden estar conectados al otro sub-devanado.

Breve Descripción de los Dibujos

La Fig. 1 muestra un diagrama esquemático de bloques de una realización de un sistema para calentar una zona biológica en el cuerpo de un paciente, mostrándose el sistema con una primera configuración; y

La Fig. 2 muestra un diagrama esquemático de bloques del sistema con una segunda configuración.

Descripción Detallada de Realizaciones Ejemplares

En los dibujos, el número de referencia 10 designa generalmente un sistema, de acuerdo con una realización de la invención, para calentar una zona en el cuerpo de un paciente. El sistema 10 incluye un generador 12 para generar energía electromagnética, más particularmente, energía de radio frecuencia (RF).

El generador 12 está en comunicación con un transformador 14. El transformador 14 tiene un núcleo 14.1, un devanado primario 14.2 y un devanado secundario 14.3. El devanado secundario 14.3 del transformador 14 es un transformador derivado en su centro que tiene una derivación central 16. La derivación central 16 está conectada mediante una línea de retorno 18 al generador 12.

La derivación central crea dos sub-devanados 22, a cada uno de los cuales puede conectarse al menos un electrodo activo 24 de un catéter 26. Por “activo” quiere decirse que, a menos que el contexto indique lo contrario, el electrodo se usa para impartir energía a la zona.

La disposición de los sub-devanados 22 es tal que, debido al derivación central 16, la energía suministrada por uno de los sub-devanados 22 está desfasada 180° con respecto a la energía suministrada por el otro sub-devanado 22.

El transformador 14 hace uso de una relación de 1:1 entre el devanado primario 14.2 y el devanado secundario 14.3. Adicionalmente, los materiales utilizados en el transformador 14 se seleccionan para que sean capaces de soportar los niveles de energía y las frecuencias involucradas en las terapias ablativas. El transformador 14 y los materiales utilizados están optimizados para asegurar una transferencia máxima de energía desde el transformador 14 hasta los electrodos activos 24.

Algunos materiales adecuados para el transformador 14 incluyen ferritas de zinc-níquel o de zinc-manganeso para el núcleo 14.1 del transformador 14, en particular ferritas F8, F12 y F14. Estos materiales son capaces de operar a las frecuencias requeridas y tener la elevada permeabilidad inicial y el elevado flujo de saturación necesarios. La dimensión del núcleo, el número de vueltas de los devanados 14.2 y 14.3 y el diámetro de los devanados se seleccionan de manera que el transformador 14 tenga unas bajas pérdidas de inserción para asegurar una transferencia eficaz de energía.

El devanado primario 14.1 del transformador 14 está equilibrado con la impedancia de salida del generador 12. El generador 12 tiene una impedancia de salida de entre 30 y 300 ohmios. Si es necesario, puede incluirse un resistor en serie y/o un condensador en paralelo para crear el equilibrio de impedancias.

Los electrodos activos 24 están conectados al devanado secundario 14.3 del transformador

14 mediante un dispositivo conmutador 28. Adicionalmente, cada electrodo activo 24 tiene un termopar, ilustrado esquemáticamente por cada línea 30, conectado al dispositivo conmutador para que el sistema 10 controle la energía de los electrodos activos 24. El sistema 10 también incluye un termopar 30 conectado entre los electrodos adyacentes 24 para un control de temperatura más preciso.

El sistema 10 está previsto para usarse en la producción de lesiones en una zona del cuerpo de un paciente para tratar diversos desórdenes tales como la fibrilación auricular, la taquicardia ventricular, la ablación tumoral, o similares o para tratar térmico la zona en un tratamiento de manejo del dolor. En el caso del manejo del dolor, no siempre es necesario crear lesiones, sino efectuar el manejo de dolor mediante el tratamiento térmico zonal.

En el caso de la fibrilación auricular, la actividad anormal de impulsos eléctricos en el tejido aumenta los ritmos cardiacos irregulares. Esto precisa de la formación de una gran cantidad de lesiones puntiformes. Este es un proceso lento y difícil y puede resultar en una carbonización excesiva del tejido. También es necesario que los puntos se solapen para asegurar la interrupción de la ruta de señal no deseada. Por lo tanto, es necesaria una colocación precisa del electrodo de ablación de un catéter. Además, se hace uso de una contraplaca ya que un electrodo de retorno resulta en una disipación excesiva de energía a través del cuerpo del paciente.

Si fuera posible hacer sesiones más largas, la cantidad de lesiones formadas se reduciría, mejorando por lo tanto la precisión de la técnica y minimizando el daño al tejido.

En uso, en una configuración inicial, los electrodos 24 están conectados al devanado secundario 14.3 del transformador 14 en la configuración mostrada en la Fig. 1 de los dibujos. Por lo tanto, un subgrupo que comprende dos electrodos exteriores 24 está conectado a uno de los sub-devanados 22, estando conectado un subgrupo que comprende el electrodo interior 24 del grupo de tres electrodos 24 al otro sub-devanado 22. La energía suministrada a cada electrodo exterior 24 es la mitad de la energía suministrada al electrodo interior 24. Adicionalmente, la energía suministrada a los electrodos exteriores 24, aún estando en fase entre ambos, está desfasada con respecto a la energía suministrada por el sub-devanado 22 al electrodo interior 24. Más particularmente, la energía suministrada a los electrodos exteriores 24 está desfasada 180° con respecto a la energía suministrada por el electrodo interior 24.

Aunque se ha descrito esta realización con referencia al uso de tres electrodos activos 24, debe observarse que puede usarse cualquier cantidad deseada de electrodos. Por ejemplo, un sistema de cinco electrodos activos tendría los electrodos 1, 3 y 5 conectados a uno de los sub-devanados 22 con un ángulo de fase de la energía de 0°, estando conectados los electrodos 2 y 4 al otro sub-devanado 22 con un ángulo de fase de la energía de 180°.

Usando esta disposición para energizar electrodos alternos de un grupo de electrodos, se forma una lesión confluyente más larga que concentra la ablación para que se extienda entre los extremos interiores de los electrodos exteriores 24 del grupo de electrodos. La conexión de los electrodos 1 y 3 a la misma fase se lleva a cabo usando el dispositivo conmutador 28 y puede incorporarse un relé o un interruptor mecánico.

En una variación de esta realización, el dispositivo conmutador 28 incluye un mecanismo temporizador. Inicialmente, la energía se suministra a la zona usando los tres electrodos activos 24 (en este ejemplo) en la configuración mostrada en la Fig. 1 de los dibujos. Tras un periodo predeterminado de tiempo la conmutación de los electrodos cambia, de manera que el electrodo 1 está conectado a uno de los sub-devanados 22 y el electrodo 3 está conectado al otro sub-devanado 22, no estando conectado el electrodo 2 a ninguno de los sub-devanados 22. Con esta disposición se forma una lesión confluyente aún más larga que se extiende a todo lo largo de la distancia cubierta por los tres electrodos. En otras palabras, se forma una lesión hasta los extremos exteriores de los electrodos exteriores 24 con una apariencia muy rectangular y una profundidad aún más uniforme que con un sistema tradicional de un único electrodo.

El sistema 10 también podría tener una cantidad de electrodos inactivos conectados a cada sub-devanado 22 del transformador 14. Por lo tanto, en otra realización, puede impartirse un efecto de cascada a una serie de electrodos 24 para crear una lesión más larga pero con un menor consumo eléctrico. Por lo tanto, por ejemplo, si un sub-devanado 22 tuviera tres electrodos 24 conectados al mismo y el otro sub-devanado 22 tuviera dos electrodos 24 conectados al mismo, podría configurarse el dispositivo conmutador 28 para energizar únicamente tres electrodos en cualquier momento dado. En esta realización, un electrodo activo 24 de un sub-devanado 22 está interpuesto entre dos electrodos activos, estando ambos conectados al otro sub-devanado 22 de manera que la energía suministrada al electrodo activo 24 intermedio está desfasada 180° con respecto a la energía suministrada a los dos electrodos exteriores 24. Los electrodos 24 restantes conectados a los sub-devanados 22 no están energizados y están inactivos.

Por lo tanto, los electrodos 1 y 3, conectados al primer sub-devanado, y el electrodo 2, conectado al segundo sub-devanado, son inicialmente energizados y están activos mientras que los electrodos 4 y 5 no son energizados y están inactivos. Tras un periodo de tiempo, por ejemplo 5 segundos, se produce un “cambio” de electrodos activos. Más particularmente, el electrodo 1 es desenergizado para que se vuelva inactivo, los electrodos 2 y 4 están activos y están conectados a un sub-devanado 22, el electrodo 3 está activo y está desconectado del otro sub-devanado 22 y el electrodo 5 permanece desenergizado. Tras un periodo de tiempo

adicional, por ejemplo otros 5 segundos, se produce un “cambio” adicional de electrodos activos. Por lo tanto, los electrodos 1 y 2 vuelven a estar inactivos, los electrodos 3 y 5 están activos y están conectados a un sub-devanado y el electrodo 4 está activo y está conectado al otro sub-devanado.

5 De esta manera, puede formarse una lesión más larga con un consumo de electricidad reducido. Por ejemplo, en vez 50W para activar 5 electrodos simultáneamente, sólo se precisan 30W para energizar 3 electrodos al mismo tiempo. Aún cuando el procedimiento puede tardar algo más de tiempo en ejecutarse, puede efectuarse un mejor control de la profundidad para crear una lesión mejorada.

10 También debe observarse que el efecto de cascada no necesita recorrer los electrodos uno por uno. Pueden activarse y desactivarse dos o más electrodos de la serie al mismo tiempo. Adicionalmente, el efecto de cascada no necesita avanzar en una sola dirección, el dispositivo conmutador 28 puede conmutar el efecto de cascada hacia adelante y hacia atrás para controlar la formación de la lesión.

15 El dispositivo conmutador 28 está configurado para que conmute sólo una vez, durante un periodo de ablación, entre las dos configuraciones mostradas en las Figs. 1 y 2 de los dibujos. Por el contrario, el dispositivo conmutador 28 puede ser configurado para que conmute periódicamente entre las dos configuraciones durante un periodo de ablación. La técnica de conmutación anterior puede ser beneficiosa para permitir un control de la temperatura más
20 preciso durante la formación de la lesión.

El dispositivo conmutador 28 monitoriza en tiempo real la temperatura de todos los termopares 30 del sistema 10. Para que coincida con cada configuración de ablación intermitente, el termopar 30 seleccionado para controlar la energía de RF se selecciona en base a la localización de la mayor cantidad de energía, es decir la lectura del termopar
25 asociado al electrodo 24 más caliente. La temperatura del electrodo 24 más caliente es realimentada al generador 12 por el dispositivo conmutador 28. Luego el generador 12 controla la energía suministrada a todos los electrodos 24 en base a los datos de temperatura recibidos desde el dispositivo conmutador 12.

La derivación central 16 funciona como un parche de referencia y la conexión 18 funciona
30 como una ruta de retorno del sistema 10. El parche de referencia y la conexión 18 del sistema 10 sólo se usan en caso de que se pierda la conexión del/los electrodos/s 24 con uno de los devanados 22. Una parte de esa transferencia de energía tiene lugar entre electrodos 24 adyacentes del sistema, lo que resulta en un uso de la energía más eficaz durante un proceso de ablación o de tratamiento térmico.

35 Aún cuando se ha descrito el sistema 10 con referencia a un único electrodo 24 que

constituye cada electrodo de un grupo conectado al devanado secundario 14.3 del transformador 14, se apreciará que cada electrodo 24 puede comprender diversos sub-electrodos que formen el electrodo 24. Una variación adicional de la disposición de dichos sub-electrodos podría ser la de alternar la energía de RF suministrada a los sub-electrodos entre sí, para ayudar en la formación de la lesión.

Una de las ventajas de la invención es que se forma una menor carbonización del tejido, debido a que se suministra una menor cantidad de electricidad a cada electrodo 24 que en un sistema con un único electrodo de ablación.

Tal como se ha descrito anteriormente, se forma una lesión confluyente más larga e uniforme que cuando se usa un único electrodo de ablación. Esto aumenta las probabilidades de interrumpir las rutas de señal en el tejido que han dado lugar a las anomalías cardíacas u otras anomalías que se están tratando.

Dado que la formación de la lesión se produce entre dos electrodos, la impedancia entre los electrodos es mucho menor que la que atraviesa el cuerpo del paciente, lo que resulta en una mejor transferencia de la energía entre los electrodos 24 en vez de resultar en una disipación de la energía a través del cuerpo del paciente. Al evitar dicha disipación tan elevada de la energía a través del cuerpo del paciente también se reduce el riesgo de quemaduras en la superficie del tejido del paciente, en el caso de una mala interfaz tejido-electrodo en la localización del parche de referencia del paciente.

Otra ventaja más de la invención es que el uso de al menos tres electrodos es beneficioso para crear unas lesiones lineales más uniformes y confluentes, tales como las utilizadas en los procedimientos tipo "Maze".

El sistema 10 es fácil de implementar debido al uso de un transformador derivado en su centro en lugar de cualquier sistema o mecanismo independiente de desfase.

Los expertos en la técnica observarán que pueden hacerse diversas variaciones y/o modificaciones en la invención, tal como se ha mostrado en las realizaciones específicas, sin salirse del alcance de la invención según se ha descrito ampliamente. Por lo tanto, las presentes realizaciones deben considerarse en todos los aspectos como ilustrativas y no restrictivas.

Reivindicaciones

1. Un sistema (10) para calentar una zona en el cuerpo de un paciente, incluyendo el sistema
5 un transformador (14) que tiene un devanado primario (14.2) y un devanado secundario (14.3), teniendo el devanado secundario (14.3) al menos una derivación (16) para proporcionar una referencia del paciente y al menos dos fuentes (22) de energía de radio frecuencia (RF), estando desfasadas las dos fuentes (22) de RF entre sí; y
10 un grupo de electrodos (24) conectados a las fuentes (22) de energía de RF provistas por el devanado secundario, los cuales son energizados simultáneamente, **caracterizado porque** la disposición es tal que hay más electrodos activos (24) conectados a una de las fuentes (22) de energía de RF que a la otra fuente (22) de energía de RF, y de tal forma que la energía suministrada a un electrodo activo (24) está desfasada con respecto a la energía suministrada a un electrodo activo (24)
15 adyacente.
2. El sistema (10) de la Reivindicación 1, en el cual, al menos periódicamente, el grupo de electrodos (24) comprende una cantidad impar de electrodos (24) activos, habiendo un subgrupo con una cantidad par de electrodos activos conectado a una de las fuentes
20 (22) de energía de RF, y habiendo un subgrupo con una cantidad impar de electrodos (24) activos conectado a la otra fuente (22) de energía de RF y estando los electrodos activos de los subgrupos alternados entre sí a todo lo largo de un catéter que porta los electrodos (24).
- 25 3. El sistema (10) de la Reivindicación 2, en el cual el grupo de electrodos (24) comprende al menos tres electrodos (24) activos que son energizados simultáneamente con la energía suministrada a un subgrupo que comprende dos electrodos (24) exteriores activos del grupo de tres electrodos (24), los cuales están en fase entre sí pero desfasados con respecto a la energía suministrada a un subgrupo que comprende un
30 único electrodo (24) activo, interior, dispuesto entre los dos electrodos (24) exteriores de dicho primer grupo.
4. El sistema (10) de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, el cual incluye un dispositivo conmutador (28) interpuesto entre el devanado secundario (14.3) del transformador (14) y el grupo de electrodos (24), para cambiar periódicamente la
35

configuración de los electrodos (24) conectados a las fuentes (22) de energía de RF.

5. El sistema (10) de la Reivindicación 4, el cual incluye un dispositivo (30) de monitorización asociado con cada electrodo (24) para monitorizar la energía suministrada a cada electrodo (24).
5
6. El sistema (10) de la Reivindicación 5, en el cual el dispositivo (30) de monitorización es un dispositivo detector de temperatura para monitorizar la temperatura de su electrodo (24) activo asociado.
10
7. El sistema (10) de la Reivindicación 5 o de la Reivindicación 6, en el cual los dispositivos (30) de monitorización están conectados al dispositivo conmutador (28), respondiendo el dispositivo conmutador (28) a un parámetro de cada electrodo (24) activo, monitorizado por su dispositivo (30) de monitorización asociado, para suministrar un control de retroalimentación de la magnitud de la energía de RF a los electrodos (24) y/o para conmutar entre las configuraciones de los electrodos (24) conectados a las fuentes (22) de energía de RF.
15
8. El sistema (10) de una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 7, el cual incluye un generador (12) de energía para generar la energía de RF, estando conectado el devanado primario (14.2) del transformador (14) a una salida del generador (12) de energía.
20
9. El sistema (10) de la Reivindicación 8, en el cual el generador (12) es sensible al dispositivo conmutador (28) y al parámetro monitorizado de los electrodos (24) activos, monitorizados por los dispositivos (30) de monitorización, para controlar la energía de RF suministrada a los electrodos (24) activos.
25
10. El sistema (10) de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual el transformador (14) tiene una tasa de 1:1 entre el devanado primario (14.2) y el devanado secundario (14.3).
30
11. El sistema (10) de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual la derivación (16) es una derivación central para proporcionar dos sub-devanados (22) que actúan como fuentes de energía, estando desfasadas las energías suministradas por
35

las fuentes 180° entre sí.

- 5 12. El sistema (10) de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual al menos uno de los electrodos (24) conectados a cada fuente (22) de energía de RF no está activo en el momento en el que al menos otro electrodo (24) conectado a dicha fuente (22) de energía de RF está activo.

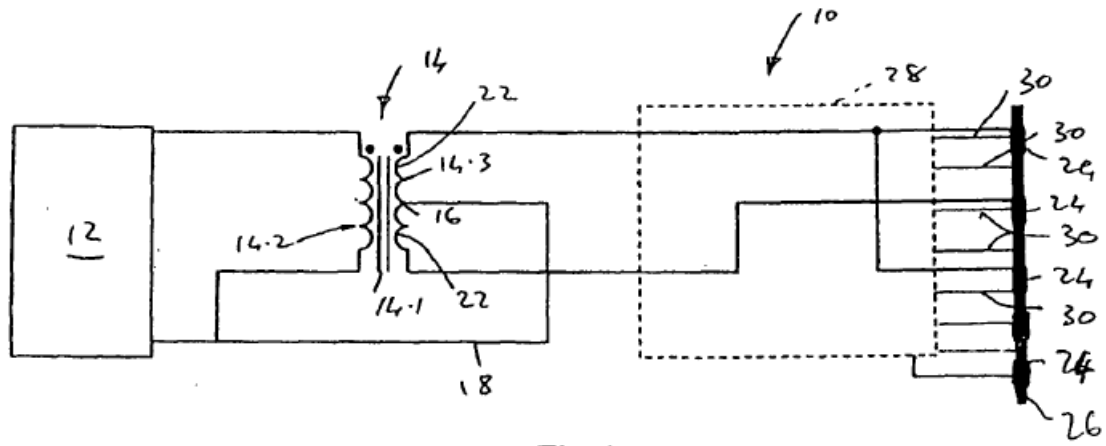


Fig. 1

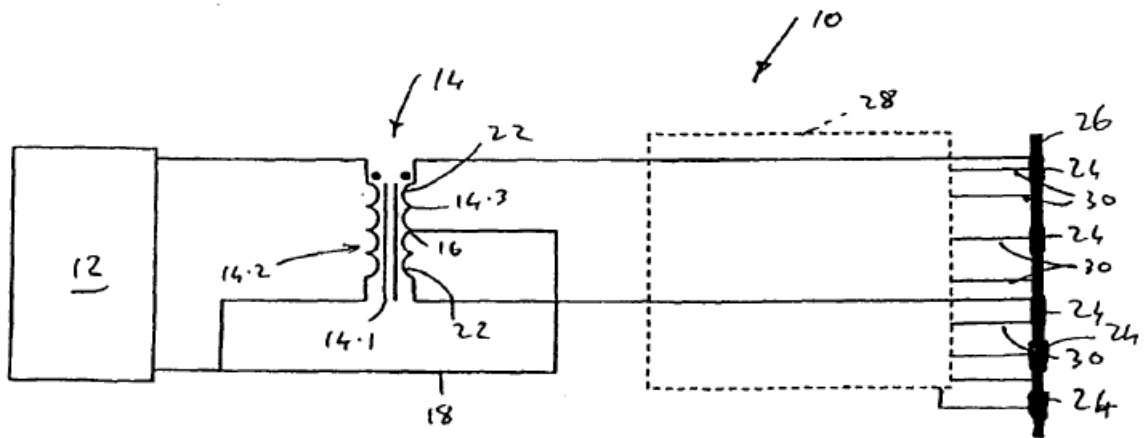


Fig. 2