

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 383 376**

51 Int. Cl.:
A61N 1/40

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05718887 .2**

96 Fecha de presentación: **17.03.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1715810**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.11.2006**

54 Título: **Sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF**

30 Prioridad:
18.01.2005 US 644037 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
20.06.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
20.06.2012

73 Titular/es:
**ALMA LASERS LTD
7 HA'ESHEL STREET
CAESAREA 38900, IL**

72 Inventor/es:
**KARNI, Ziv y
BRITVA, Alexander**

74 Agente/Representante:
Lazcano Gainza, Jesús

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).

ES 2 383 376 T3

DESCRIPCIÓN

Sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF

5 Campo y antecedentes de la invención

La presente invención se refiere a un sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF y, más particularmente, a un sistema y un método que se basa en un único electrodo. El control de fase y la modulación por ancho de pulso de ondas de RF aplicadas obvian la necesidad de enfriar la superficie de la piel mientras se facilita el calentamiento eficaz de capas de tejido subyacentes tales como la dermis y las capas subcutáneas. Específicamente, se logra el calentamiento y la contracción de tejidos adiposos como medio de reducción de la celulitis.

Los tejidos adiposos, particularmente la celulitis, normalmente sólo pueden tratarse con un régimen estricto de dieta y ejercicio. El cumplimiento de los pacientes con estos regímenes disponibles previamente es escaso. La celulitis se produce cuando los adipocitos se hinchan comprimiendo el flujo de sangre y linfa. Esto conduce a la acumulación de fluido y toxinas. El tejido conjuntivo forma cápsulas fibrosas duras alrededor de los adipocitos. Esto da como resultado un aspecto "grumoso". Los adipocitos implicados están ubicados principalmente en la tercera capa y más profunda (piel), que tiene un espesor variable dependiendo de la cantidad de grasa en el sujeto. El espesor de esta capa normalmente aumenta en zonas tales como el abdomen, los muslos y las nalgas.

Los métodos propuestos previamente para el tratamiento de la celulitis incluyen tratamiento tópico, tés y cápsulas, bandas anticelulíticas, endermología, mesoterapia, Acthyderm y ultrasonidos y particularmente tratamiento por ultrasonidos dirigidos. Estas técnicas han demostrado diversos grados de eficacia clínica en la reducción del aspecto "grumoso" asociado con los depósitos de celulitis.

Además, se ha propuesto la termoterapia que usa radiación electromagnética u ondas de radiofrecuencia (RF). El tratamiento con RF es más eficaz que otros regímenes terapéuticos disponibles puesto que permite que el cuerpo se cure por sí mismo. Sin embargo, las soluciones de termoterapia disponibles previamente comparten, como desventaja inherente, una tendencia a calentar la piel hasta el punto de producir una quemadura cuando se aplica suficiente energía de RF al adipocito diana en la capa más profunda de la piel. En la técnica anterior se ha propuesto radiación electromagnética no invasiva, incluyendo ondas de radiofrecuencia, para el tratamiento de la grasa y la celulitis además del uso de contracción de colágeno, tal como se realiza en el tratamiento de las arrugas.

La técnica de RF típica para calentar tejidos biológicos implica exponer el tejido a tensión de RF, que produce una corriente conductora de RF a través del tejido a un nivel suficiente para superar la resistencia del tejido. La corriente calienta el tejido. Este método produce calor irregular acompañado por quemadura de la(s) capa(s) exterior(es) de la piel. Como resultado, muchos de los sistemas convencionales para la implementación de este método comparten, como desventaja inherente, una estricta necesidad de un mecanismo de enfriamiento para eliminar un calor excesivo de la piel durante el tratamiento.

Las alternativas disponibles previamente se caracterizan por desventajas que se obvian por la presente invención.

Un ejemplo de sistema(s) de la técnica anterior se da a conocer la patente estadounidense n.º 6.662.054 cedida a Syneron Medical Ltd. Esta patente enseña deformar de la piel de modo que una región de piel sobresale de la piel circundante, y aplicar energía de RF a la piel que sobresale. El sistema incluye uno o más electrodos de RF, configurados para aplicar corriente de RF conducida a la piel, y un deformador de piel, de modo que sobresale una región de piel de la piel circundante y se expone a la corriente de RF conducida, que sigue al acto de deformación. Las enseñanzas de esta patente tienen, como desventaja inherente, una estricta necesidad de enfriar de la piel para evitar quemaduras.

La solicitud de patente estadounidense n.º 20040002705 cedida a Thermage, Inc. también da a conocer un sistema que requiere el enfriamiento de la piel para evitar quemaduras. En particular, la solicitud de patente publicada enseña un método de crear un efecto tisular suministrando energía electromagnética a través de una superficie de piel desde un dispositivo de suministro de energía electromagnética acoplado a una fuente de energía electromagnética. Al menos uno del dispositivo de suministro de energía electromagnética o la fuente de energía electromagnética incluye una memoria. Se crea un gradiente térmico inverso a través de la superficie de la piel para calentar suficientemente un sitio de tejido subyacente siempre que la temperatura de la superficie de la piel sea inferior a la temperatura del tejido subyacente. El gradiente térmico inverso se establece mediante el uso de un sistema de enfriamiento, lo que es una desventaja inherente.

Otros ejemplos adicionales de sistemas de la técnica anterior que requieren enfriar la piel para evitar quemaduras incluyen los dados a conocer en la solicitud de patente estadounidense n.º 2004030332 y en la patente estadounidense n.º 5919219 cedidas a Thermage, Inc., que enseñan un sistema y un método para proporcionar tratamiento a una superficie de piel aplicando energía de RF a través de la piel usando una memoria para recoger información. Estos sistemas incluyen necesidades expresas de una luz de enfriamiento para alojar fluido de

enfriamiento y varios electrodos de RF. Los electrodos de RF se proporcionan para transferir corriente de RF a la piel y están configurados para acoplarse de manera capacitiva a la superficie de la piel, creando así un efecto de calentamiento a través de corriente conducida de RF.

5 En resumen, los métodos descritos anteriormente requieren el uso de un sistema de enfriamiento separado para enfriar la capa de piel exterior durante todo el tratamiento con RF. Además, muchas de las soluciones disponibles previamente requieren una unidad de memoria para almacenar información local relacionada con la zona tratada durante todo el tratamiento. Además, muchas de las soluciones disponibles previamente requieren amplios ajustes preliminares, tales como adaptación de impedancia local, antes de cada tratamiento. Además, pese al uso de la
10 expresión "uno o más electrodos" en muchos documentos de la técnica anterior, las alternativas descritas anteriormente comparten una necesidad estricta de colocar una almohadilla de electrodo de retorno contra el paciente para recibir las corrientes de RF tras pasar por el tejido que se está tratando. Este electrodo de retorno para el tratamiento volumétrico de tejido adiposo (por ejemplo, celulitis) encamina una mayoría de energía a través de vasos sanguíneos y linfáticos. Los adipocitos sólo se calientan por el calor disipado de estos tejidos no diana como
15 resultado de su resistencia inherente.

El documento US 4210152 da a conocer un método y un aparato para medir y controlar de manera precisa la cantidad de energía que se absorbe por una carga dentro de la región de una cabeza de aplicador de diatermia.

20 El documento US4798215 da a conocer un aparato de hipertermia que usa múltiples aplicadores, teniendo cada uno su propio desfasador y conmutador de regulación de potencia controlado por CPU.

Por tanto, existe una necesidad ampliamente reconocida de, y sería altamente ventajoso tener, un sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF que intente abordar una o más de las limitaciones de los
25 sistemas descritos anteriormente.

Sumario de la invención

30 Según un aspecto de la invención, se proporciona un sistema según la reivindicación 1.

Según una realización de la presente invención se proporciona un sistema para el tratamiento con energía de RF (HF) de capas profundas de tejido humano (por ejemplo, dermis e/o hipodermis) para lograr la contracción del tejido adiposo y/o la reducción de la celulitis.

35 Una realización de la invención incluye un aplicador de energía de RF (por ejemplo, de forma esférica) que sirve como antena de acoplamiento de energía de RF que funciona en combinación con un tejido adyacente como una línea de transmisión de pérdidas cuando entra en contacto con epidermis del tejido.

40 Una realización de la invención incluye además una zona (parte) tratada de tejido humano colocada en contacto directo con un aplicador de energía de RF mientras que los tejidos subcutáneos subyacentes actúan como carga de disipación de dicho aplicador y la línea de transmisión.

45 Una realización de la invención incluye además un circuito de resonancia paralelo (resonador de RF) que incluye un inductor y un condensador y en contacto máximamente estrecho con dicho aplicador mediante su punto central mientras que el factor mérito de este circuito resonante debe ser suficientemente alto como para proporcionar pérdidas activas determinadas por resistencia equivalente, que es al menos 20 veces superior que el módulo de impedancia de dicha zona de tejido humano unido.

50 Una realización de la invención incluye además una red de adaptación de impedancia (IMN) que convierte la impedancia de la zona tratada de tejido humano en 50 Ohms con el fin de minimizar la potencia reflejada del tejido humano.

Una realización de la invención incluye además un dispositivo de desfase en la entrada de la IMN que proporciona un logro de máximo de energía de RF a una profundidad predeterminada bajo la superficie o sobre la superficie.

55 Según características adicionales en realizaciones preferidas de la invención descritas a continuación, el aplicador está fabricado de Al, Ag, Au, cobre, o aleaciones de cobre y aluminio y está recubierto con material dieléctrico.

60 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el aplicador está fabricado de Al recubierto por alúmina.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el aplicador se mueve sobre la superficie de la piel tratada.

65 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el cable de alimentación conecta el aplicador de RF y el resonador de RF con sistemas de adaptación de impedancia.

- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el cable de alimentación tiene una longitud e resonancia ($n\lambda/2$), donde λ es una longitud de onda de energía de RF en el material de cable y n es un número entero
- 5 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema de adaptación de impedancia proporciona compensación de la reactancia del fragmento unido de tejido humano.
- 10 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema de adaptación de impedancia es una estructura fija en forma de L, T o Π .
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema de adaptación de impedancia es un transformador de impedancia de banda ancha.
- 15 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema de adaptación de impedancia es variable.
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el desfasador es de tipo trombón.
- 20 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el desfasador está construido por cable coaxial.
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el desfase proporcionado por el desfasador es variable en el tiempo.
- 25 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el medidor de impedancia (sensor) se inserta entre el sistema de adaptación y el aplicador de RF.
- 30 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, dicho sistema de adaptación de impedancia puede controlarse mediante un sistema de retroalimentación que obtiene la señal procedente de dicho medidor de impedancia (sensor) para alcanzar la adaptación de impedancia óptima y la deposición de energía máxima en el tejido humano.
- 35 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la energía acoplada se suministra desde un generador de RF (amplificador).
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la potencia de RF suministrada se acopla en modo continuo o por pulsos.
- 40 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el control de la energía acoplada al tejido humano se logra mediante la variación de la amplitud o el ciclo de trabajo de la potencia de RF en el modo por pulsos (control PWM).
- 45 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la parte determinada del cuerpo humano está en contacto con un segundo punto de dicho resonador de RF (por ejemplo, conexión a tierra).
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el funcionamiento se proporciona con respecto a la frecuencia de resonancia del cuerpo humano.
- 50 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el tratamiento con aplicador de RF t se combina con el tratamiento con láser.
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el tratamiento con aplicador de RF t se combina con tratamiento con ultrasonidos
- 55 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el tratamiento con aplicador de RF t se combina con tratamiento UV.
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el tratamiento con aplicador de RF t se combina con tratamiento con plasma.
- 60 Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el tratamiento con aplicador de RF t se combina con tratamiento con lámpara de destellos.
- 65 Según una realización de la presente invención se proporciona un sistema mejorado para el tratamiento térmico de una diana seleccionada dentro de un sujeto, incluyendo el sistema: (a) una fuente de energía de RF que puede

producir una señal de potencia de RF de salida dirigida a un aplicador que puede entrar en contacto con una superficie de un tejido biológico que pertenece al sujeto, pudiendo suministrar el aplicador una cantidad deseada de energía a una zona de disipación de energía predeterminada por debajo de la superficie del tejido biológico, estando situada la diana seleccionada dentro de la zona de disipación de energía predeterminada; (b) un desfasador, pudiendo cambiar el desfasador una fase de ondas que se desplazan a su través de modo que la energía procedente de la misma se concentra principalmente en la zona de disipación de energía predeterminada, que se encuentra a una profundidad deseada por debajo de la superficie del tejido biológico; (c) una red de adaptación de impedancia (IMN), pudiendo la IMN convertir la impedancia del tejido biológico que pertenece al sujeto de un valor nominal a un valor corregido, correspondiéndose el valor corregido a una característica de impedancia de la línea de transmisión de RF de modo que la señal de potencia de RF puede pasar a través de la superficie del tejido biológico sin experimentar reflexión; (d) un resonador de RF ubicado en el aplicador, pudiendo el resonador de RF acumular y liberar de manera cíclica la cantidad deseada de energía, pudiendo además el resonador de RF concentrar la cantidad deseada de energía de modo que una parte significativa de la misma se concentra en la zona de disipación de energía predeterminada; y (e) pudiendo el aplicador transportar la señal de potencia de RF de salida desde la fuente de energía de RF a través de la superficie del tejido biológico hasta la zona de disipación de energía predeterminada una vez que la salida se ha procesado por el desfasador, la IMN y el resonador. El funcionamiento del sistema produce un gradiente térmico inverso de modo que la superficie del tejido biológico se mantiene a una temperatura inferior a la energía predeterminada. La ausencia de un electrodo de conexión a tierra permite la libre propagación de las ondas de la señal de potencia de RF de salida en la zona de disipación de energía.

Según características adicionales en realizaciones preferidas de la invención descritas a continuación, el sistema incluye además un controlador mediante modulación por ancho de pulso (PWM), pudiendo hacer el controlador PWM que la fuente de energía de RF suministre la señal de salida en pulsos de una amplitud deseada, una duración predeterminada con una frecuencia de repetición deseada para el control de la potencia de salida promedio.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema incluye además una barrera dieléctrica que puede situarse entre el aplicador y la superficie del tejido biológico; evitando la barrera dieléctrica la transmisión de una corriente conductora.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el aplicador está fabricado de al menos un metal seleccionado del grupo que consiste en aluminio, plata, oro, cobre y aleaciones de los mismos.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la barrera dieléctrica se suministra como un recubrimiento dieléctrico sobre el aplicador.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el aplicador está construido principalmente por aluminio y la barrera dieléctrica se suministra como un recubrimiento de alúmina.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el aplicador puede moverse sobre la superficie del tejido biológico como medio de modificar una ubicación de la zona de disipación de energía.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema incluye además un cable de alimentación, conectando el cable de alimentación el aplicador de RF y el resonador de RF con la IMN.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el cable de alimentación tiene una longitud de resonancia definida por longitud $n\lambda/2$, donde λ es una longitud de onda de energía de RF en el material de cable y n es un número entero.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la IMN incluye una estructura fija caracterizada por una forma seleccionada del grupo que consiste en una estructura en forma de L, forma de T y forma de II.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la IMN incluye un transformador de impedancia de banda ancha.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la IMN es variable.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el desfasador incluye un mecanismo de desfase de tipo trombón. Los desfasadores de tipo trombón se conocen bien por los expertos habituales en la técnica y se describen en detalle en www.microwaves101.com/encyclopedia/faseshifters. cfm cuyo texto se facilita en el apéndice A) y cuyos dibujos se facilitan en las figuras 7 a 15 de los dibujos adjuntos.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el desfasador está construido al menos parcialmente por cable coaxial.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, un desfase proporcionado por el

desfasador es variable.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la energía suministrada a la zona de disipación de energía predeterminada se acopla en modo continuo o por pulsos. La energía de RF se produce en forma de una señal sinusoidal que puede modularse mediante pulsos rectangulares con frecuencia inferior por el controlador PWM).

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, la energía de RF se caracteriza por una frecuencia de resonancia que se corresponde a una frecuencia de resonancia natural conocida de la diana seleccionada

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, el sistema incluye además al menos un componente adicional seleccionado del grupo que consiste en un haz de láser, un transductor de ultrasonidos, una fuente de luz UV, un dispositivo de tratamiento por plasma y una lámpara de destellos.

Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, proporcionar indica la provisión de la señal de salida en pulsos de una duración predeterminada con una frecuencia deseada.

La presente invención aborda satisfactoriamente las deficiencias de las configuraciones conocidas en la actualidad proporcionando un sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF, que se basa en un único electrodo y que no requiere un sistema de enfriamiento para evitar quemaduras de la piel.

La implementación del sistema de la presente invención implica realizar o completar tareas o etapas seleccionadas de manera manual, automática, o mediante una combinación de las mismas. Además, según la instrumentación y el equipo reales de las realizaciones preferidas del sistema de la presente invención, las etapas seleccionadas podrían implementarse mediante hardware o mediante software con cualquier sistema operativo de cualquier firmware o una combinación de los mismos. Por ejemplo, como hardware, las etapas seleccionadas de la invención podrían implementarse como un chip o un circuito. Como software, las etapas seleccionadas de la invención podrían implementarse como una pluralidad de instrucciones de software que se ejecutan por un ordenador usando cualquier sistema operativo adecuado. En cualquier caso, las etapas seleccionadas del sistema de la invención podrían describirse como realizadas por un procesador de datos, tal como una plataforma informática para ejecutar una pluralidad de instrucciones.

Breve descripción de los dibujos

La invención se describe en el presente documento, a modo de ejemplo únicamente, con referencia a los dibujos adjuntos. Haciendo ahora referencia específica a los dibujos en detalle, se hace hincapié en que los detalles mostrados son a modo de ejemplo y para fines de discusión ilustrativa de las realizaciones preferidas de la presente invención únicamente, y se presentan en pro de proporcionar la que se cree que es la descripción más útil y fácilmente entendida de los principios y aspectos conceptuales de la invención. Con respecto a esto, no se intentan mostrar detalles estructurales de la invención en más detalle que el necesario para una comprensión fundamental de la invención, haciendo evidente la descripción tomada con los dibujos para los expertos en la técnica cómo pueden realizarse en la práctica las diversas formas de la invención.

En los dibujos:

la figura 1 es un diagrama esquemático simplificado que ilustra el acoplamiento de potencia de RF a un tejido tratado según la presente invención.

La figura 2 es un diagrama esquemático simplificado de un sistema de RF según la presente invención que ilustra los principios de control de potencia de salida con PWM y el control de espacio de tratamiento con el desfase de la onda de RF incidente según una realización preferida de la presente invención.

La figura 3 ilustra un sistema de adaptación de impedancia según la presente invención.

La figura 4 es un termograma que ilustra la distribución de calor que resulta del funcionamiento de un sistema según la presente invención usando un trozo de manzana como diana.

La figura 5 es un termograma que ilustra la distribución de calor que resulta del funcionamiento de un sistema de la técnica anterior según la presente invención usando un trozo de manzana como diana.

La figura 6 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra una secuencia de acontecimientos asociada con la realización de un método según la presente invención.

La figura 7 ilustra la topología de desfasador de líneas conmutadas.

La figura 8 ilustra un ejemplo de desfasador de líneas conmutadas MMIC de 6 bits.

La figura 9 ilustra una respuesta de desfasador de líneas conmutadas ideal, bit de 90 grados, 10 GHz.

5 La figura 10 ilustra una topología de desfasador paso alto/paso bajo.

La figura 11 ilustra un desfasador paso alto/paso bajo, bit de 90 grados, banda C.

La figura 12 ilustra un desfasador de líneas cargadas.

10 La figura 13 ilustra un desfasador de cuadratura.

La figura 14 ilustra un desfasador de anillo híbrido (bit de 180 grados).

15 La figura 15 ilustra la respuesta prevista del desfasador de anillo híbrido de banda Ka.

Breve descripción de las realizaciones preferidas

20 La presente invención es de un sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF, que sólo requiere un único electrodo. Específicamente, el control de fase y el control mediante modulación por ancho de pulso (PWM) de las ondas de RF aplicadas a través del único electrodo de la presente invención obvian la necesidad de enfriar la superficie de la piel mientras se facilita el calentamiento eficaz de capas subyacentes de tejido, tales como la dermis y las capas subcutáneas. Como resultado, se logran el calentamiento deseado y la contracción de tejidos adiposos. Esto permite, por primera vez, la reducción no invasiva de la celulitis.

25 Los principios y el funcionamiento de un sistema mejorado para calentar tejido biológico mediante energía de RF según la presente invención pueden entenderse mejor con referencia a los dibujos y las descripciones adjuntas.

30 Antes de explicar al menos una realización de la invención en detalle, debe entenderse que la invención no se limita en su aplicación a los detalles de construcción y a la disposición de los componentes expuestos en la siguiente descripción o ilustrados en los dibujos. La invención puede tener otras realizaciones o puede ponerse en práctica o llevarse a cabo de diversas formas. Además, debe entenderse que la fraseología y la terminología empleadas en el presente documento son para fines de descripción y no deben considerarse limitativas.

35 La presente invención ofrece varias ventajas con respecto a alternativas disponibles previamente.

Un único electrodo, o aplicador, empleado sin un electrodo de conexión a tierra permite la aplicación homogénea de energía de RF, que se dirige principalmente hacia la rotación y la vibración de moléculas bipolares, especialmente moléculas de agua, en la onda electromagnética aplicada.

40 Las técnicas de desfase proporcionan la posibilidad de concentración de energía de RF a una profundidad predeterminada con respecto a la superficie de la piel mediante la variación de la posición del máximo de onda de RF.

45 La organización de la disipación de energía dentro del tejido subcutáneo garantiza el mantenimiento de una temperatura relativamente baja en la superficie de la piel (epidermis). Esto proporciona un gradiente térmico inverso sin usar un sistema de enfriamiento externo.

50 Preferiblemente, un aplicador recubierto con material cerámico de alúmina minimiza las pérdidas de energía y evita la corriente conductora no deseada a través del tejido humano

Un resonador paralelo de soporte unido en proximidad al aplicador acumula energía de RF y proporciona excitación eficaz del aplicador y alta tensión de RF en la superficie de aplicación.

55 La aplicación de alta potencia de RF en pulsos cortos proporciona el calentamiento rápido y eficaz de las cápsulas de celulitis con un nivel de potencia de RF promedio relativamente bajo.

60 El control PWM de la potencia de RF de salida y las técnicas de IMN sencillas proporcionan buena adaptación y reflexión de potencia de RF baja con todos los tipos de tejidos humanos. La ventaja adicional de la IMN fija aplicada y el control PWM garantiza la buena adaptación de impedancia con tipos variables de tejido humano sin corrección de adaptación de impedancia complicada. El aplicador de RF puede moverse sobre la superficie tratada.

65 Se apreciará que el tratamiento del tejido graso volumétrico requiere el despliegue de una onda de RF homogénea (a través de la sección transversal a la propagación de la onda) con un máximo a una distancia deseada del aplicador de electrodo. Esta onda de RF homogénea y de alta intensidad garantiza el calentamiento eficaz de las cápsulas de celulitis y los adipocitos debido a que retienen moléculas de agua. En contraposición, los vasos

sanguíneos y linfáticos no se someterán a calentamiento no deseado porque la circulación natural de las moléculas de agua en estos vasos proporciona enfriamiento convectivo. Además, los vasos sanguíneos y linfáticos proporcionan enfriamiento convectivo para otros tejidos no diana tales como músculo, tejido nervioso y tejido conjuntivo.

En referencia ahora a las figuras, se explican en mayor detalle los componentes fundamentales de un sistema según la presente invención y su funcionamiento.

La presente invención se realiza principalmente mediante un sistema 30 (figuras 1-3) para tratamiento térmico de una diana seleccionada dentro de un sujeto. El sistema 30 incluye una fuente 10 de energía de RF que puede producir una señal 17 de potencia de RF de salida dirigida a un aplicador 3 que puede entrar en contacto con una superficie 6 de un tejido 4 biológico que pertenece al sujeto. El aplicador 3 puede suministrar una cantidad deseada de energía a una zona 5 de disipación de energía predeterminada por debajo de la superficie 6 del tejido 4 biológico. La diana seleccionada está situada dentro de la zona 5 de disipación de energía predeterminada y se representa en las figuras como moléculas 1 de agua.

El sistema 30 incluye además un desfasador (por ejemplo, un desfasador 14 de tipo trombón). El desfasador 14 puede cambiar una fase de potencia 17 de salida de modo que la energía procedente de la misma se concentra principalmente en la zona 5 de disipación de energía predeterminada, que se encuentra a una profundidad deseada por debajo de la superficie 6 del tejido 4 biológico.

El sistema 30 incluye además una red 11 de adaptación de impedancia (IMN que puede convertir la impedancia de tejido 4 biológico que pertenece al sujeto de un valor nominal (por ejemplo, 250-350 Ohms) a un valor corregido (por ejemplo, 50 Ohms). El valor corregido se corresponde a una característica de impedancia de la fuente de energía de RF y la línea de transmisión de RF que incluye el desfasador 14 y el cable 11, de modo que la RF 17 de salida puede pasar a través de la superficie 6 del tejido 4 biológico sin experimentar reflexión.

El sistema 30 incluye además un resonador 13 de RF ubicado en el aplicador 3. El resonador 13 de RF puede acumular y liberar de manera cíclica la cantidad deseada de energía y puede concentrar además la cantidad deseada de energía de modo que una parte significativa de la misma puede transmitirse a la zona 5 de disipación de energía predeterminada.

El sistema 30 incluye además un aplicador 3 que puede transportar la señal 17 de potencia de RF de salida desde la fuente 10 de energía de RF a través de la superficie 6 del tejido 4 biológico hasta la zona 5 de disipación de energía predeterminada una vez que la salida 17 se ha procesado por el desfasador 14, la IMN 11 y el resonador 13.

Normalmente, el funcionamiento del sistema 30 da como resultado una pérdida de energía del 2 al 4% procedente de la señal 17 de salida con una reflexión de energía adicional del 2-4% procedente de la señal 17 de salida. Esto significa que el sistema 30 puede suministrar de manera fiable el 90-95% de energía procedente de la señal 17 de salida a la zona 5. Ni la concentración de energía procedente de la señal 17 de salida a la zona 5 pequeña, ni este grado de eficacia, podían lograrse con las alternativas disponibles previamente. La IMN 11 reduce la reflexión de la señal 17 de salida aplicada desde la superficie 6, aumentando de ese modo la eficacia de suministro de energía a la zona 5 de disipación de energía.

Una ventaja inherente del sistema 30 es que su funcionamiento produce un gradiente térmico inverso de modo que la superficie 6 del tejido 4 biológico se mantiene a una temperatura inferior a la de la zona 5 de disipación de energía predeterminada sin usar un dispositivo de enfriamiento.

Además, la ausencia de un electrodo de conexión a tierra desde el sistema 30 permite la libre propagación de las ondas de la señal 17 de potencia de RF de salida en la zona 5 de disipación de energía.

Estos factores sirven para aumentar enormemente el grado de calentamiento de la moléculas 1 de agua en relación al grado de calentamiento de la moléculas 1 de agua logrado con las alternativas de la técnica anterior.

Las ventajas inherentes del sistema 30 son claras a partir de la comparación de termogramas de la zona 5 de disipación de energía usando el sistema 30 (figura 4) y un sistema bipolar de la técnica anterior (es decir, de 2 electrodos) (figura 5). Cada termograma va acompañado por una clave a la izquierda que indica que los colores blanco, amarillo, naranja, rojo, verde, azul y violeta representan concentraciones de energía térmica en orden decreciente. En cada figura, se usa un trozo de manzana como tejido 4 biológico. Específicamente, queda claro que el sistema 30 aleja la zona 4 de la superficie 6 del tejido 4.

La figura 4 muestra claramente que cuando el aplicador 3 del sistema 30 está en contacto con la superficie 6 del tejido 4, el suministro de la energía 17 de salida da como resultado un suministro de energía principalmente a la zona 5. La línea 26 pasa a través del centro de la zona 5. La temperatura en la superficie 6 del tejido 4 es claramente inferior que a lo largo de la línea 26 en la zona 5. En otras palabras, el funcionamiento del sistema 30 crea un gradiente térmico inverso y obvia la necesidad de un sistema de enfriamiento para evitar el

sobrecalentamiento no deseado de la superficie 6.

En fuerte contraste, la figura 5 muestra claramente que cuando el aplicador 3 de un sistema bipolar de la técnica anterior entra en contacto con la superficie 6 del tejido 4, el suministro de energía 17 de salida da como resultado un suministro principalmente a una zona 5 que es adyacente a la superficie 6 del tejido 4. Esto reduce la distancia entre la línea 26, que pasa a través del centro de la zona 5, y la superficie 6. En otras palabras, el sistema bipolar de la técnica anterior suministra energía térmica principalmente en proximidad a la superficie 6. El termograma de la figura 5 ilustra una distribución de energía térmica observada cuando el sistema bipolar de la técnica anterior se hace funcionar con un sistema de enfriamiento. Pese a este sistema de enfriamiento, no se logra gradiente térmico inverso.

De manera opcional, pero preferible, el sistema 30 incluye además un controlador PWM, pudiendo hacer el controlador 12 PWM que la fuente de energía de RF suministre la señal de potencia de salida en pulsos de una duración y amplitud predeterminadas con una frecuencia deseada. Por ejemplo, la frecuencia de RF de funcionamiento es 40,68 MHz, una frecuencia de PWM es de 1 a 20 kHz y un ciclo de trabajo es del 10 al 90%.

Según algunas realizaciones preferidas de la invención, el aplicador 3 está fabricado de metales tales como, por ejemplo, aluminio, plata, oro, cobre o aleaciones de los mismos. De manera alternativa, o adicional, puede colocarse una barrera 2 dieléctrica entre el aplicador 3 y la superficie 6 del tejido 4 biológico. La barrera 2 dieléctrica evita la transmisión no deseada de una corriente conductora al tejido 4. Según algunas realizaciones preferidas de la invención, la barrera 2 dieléctrica se suministra como un recubrimiento dieléctrico sobre el aplicador 3. Según la realización más preferida, el aplicador 3 está construido principalmente por aluminio y la barrera 2 dieléctrica se suministra como un recubrimiento de alúmina.

De manera opcional, pero preferible, el aplicador 3 puede moverse sobre superficie 6 del tejido 4 biológico como medio de modificar una ubicación de zona 5 de disipación de energía.

De manera opcional, pero preferible, el sistema 30 incluye además un cable 7 de alimentación, el cable 7 de alimentación que conecta el aplicador 3 de RF y el resonador 13 de RF con la IMN 11. De manera opcional, pero preferible, el cable 7 de alimentación tiene una longitud de resonancia definida por longitud $n\lambda/2$, donde λ es una longitud de onda de energía de RF en el material de cable y n es un número entero.

De manera opcional, pero preferible, la IMN 11 incluye una estructura fija caracterizada por una forma tal como, por ejemplo, estructura en forma de L, forma de T o forma de II. De manera opcional, pero preferible, la IMN 11 incluye un transformador de impedancia de banda ancha. De manera opcional, pero preferible, la IMN 11 es variable.

De manera opcional, pero preferible, el desfaseador 14 incluye un mecanismo de desfase de tipo trombón.

De manera alternativa, o adicional, el desfaseador 14 puede estar construido al menos parcialmente por cable coaxial.

De manera opcional, pero preferible, el desfaseador 14 proporciona un desfase variable.

De manera opcional, pero preferible, el generador 10 de RF suministra energía acoplada.

De manera opcional, pero preferible, la energía suministrada a la zona 5 de disipación de energía predeterminada se acopla en un modo continuo o por pulsos. El generador 10 de RF produce la salida 17 en forma de una señal sinusoidal que puede modularse mediante pulsos rectangulares frecuencia inferior. Esto puede llevarse a cabo, por ejemplo, mediante un controlador 12 PWM.

Según la realización más preferida de la invención, el sistema 30 emplea energía 17 de RF que se caracteriza por una frecuencia de resonancia que se corresponde a una frecuencia de resonancia natural de la diana seleccionada.

De manera opcional, pero preferible, el sistema 30 puede incluir además componentes adicionales, tales como, por ejemplo, un haz de láser, un transductor de ultrasonidos, una fuente de luz UV, un dispositivo de tratamiento por plasma y una lámpara de destellos.

Un ejemplo adicional, que no forma parte de la presente invención, se refiere a un método 100 mejorado para el tratamiento térmico de una diana seleccionada dentro de un sujeto. El método 100 incluye: proporcionar 102 una señal 17 de potencia de RF de salida dirigida al aplicador 3 que puede entrar en contacto con la superficie 6 del tejido 4 biológico que pertenece al sujeto.

El método 100 incluye emplear 104 un desfaseador 14 para cambiar una fase de potencia 17 de RF de salida de modo que la energía procedente de la misma se concentra principalmente en la zona 5 de disipación de energía predeterminada que se encuentra a una profundidad deseada por debajo de la superficie 6 del tejido 4 biológico. La diana seleccionada está situada dentro de la zona 5 de disipación de energía.

- El método 100 incluye además convertir 106 la impedancia del tejido 4 biológico que pertenece al sujeto de un valor nominal a un valor corregido. El valor corregido corresponde a una característica de impedancia de la fuente de energía de RF y la línea de transmisión de RF que incluye un cable 11 y un desfasador 14 de modo que la salida 17 de RF puede pasar a través de la superficie 6 del tejido 4 biológico sin experimentar reflexión.
- El método 100 incluye además acumular/liberar 108 de manera cíclica en un resonador 13 de RF ubicado en el aplicador 3 la cantidad deseada de energía.
- El método 100 incluye además concentrar 110 la cantidad deseada de energía en el resonador 13 de RF de modo que una parte significativa de la misma se concentra en la zona 5 de disipación de energía predeterminada tras la liberación del resonador 13.
- El método 100 incluye además transportar 112 la salida 17 desde la fuente 10 de energía de RF a través de la superficie 6 del tejido 4 biológico hasta la zona 5 de disipación de energía predeterminada una vez que la salida 17 se ha procesado por el desfasador 14, la IMN 11 y el resonador 13 por medio del aplicador 3.
- La realización de 102, 104, 105, 108, 110 y 112 produce 114 un gradiente térmico inverso de modo que la superficie 6 del tejido 4 biológico se mantiene a una temperatura inferior a la de la zona 5 de disipación de energía predeterminada, obviando de ese modo la necesidad de un dispositivo de enfriamiento.
- La ausencia de un electrodo de conexión a tierra permite la libre propagación de las ondas en la señal 17 de salida en la zona 5 de disipación de energía.
- Según características todavía adicionales en las realizaciones preferidas descritas, proporcionar indica la provisión 118 de la señal 17 de salida en pulsos de una duración y una amplitud predeterminadas con una frecuencia deseada tal como se detalla anteriormente en el presente documento.
- Preferiblemente, el método 100 incluye además interponer 120 una barrera 2 dieléctrica entre el aplicador 3 y la superficie 6 del tejido 4 biológico. La barrera 2 dieléctrica evita la transmisión de una corriente conductora. Preferiblemente, el método 100 incluye además construir el aplicador 3 principalmente por aluminio. Más preferiblemente, la barrera 2 dieléctrica se suministra como un recubrimiento de alúmina sobre un aplicador 3 de aluminio.
- Preferiblemente, el método 100 incluye además mover 122 el aplicador 3 con respecto a la superficie 6 del tejido 4 biológico como medio de modificar una ubicación de la zona 5 de disipación de energía.
- De manera opcional, pero preferible, el método 100 incluye además emplear 124 un cable de alimentación XX para conectar el aplicador 3, y el resonador 11 con la IMN 11.
- De manera opcional, pero preferible, el método 100 incluye además variar 126 el desfase proporcionado por el desfasador 14.
- El método 100 se emplea de manera óptima para el tratamiento de la celulitis seleccionando una disipación de energía predeterminada que incluye al menos un cuerpo con celulitis que sirve como diana que se calienta a un grado mayor que el tejido adyacente al mismo. Como resultado, se reduce 128 la celulitis.
- La presente invención se basa en el calentamiento por RF de tejidos biológicos a través de la rotación de moléculas de las moléculas 1 de agua (figura 1), que son estructuras bipolares, en un campo electromagnético alterno. Con el fin de evitar una corriente de HF conductora, una barrera 2 dieléctrica proporciona aislamiento entre el aplicador 3 y una superficie 6 de tejido biológico.
- Preferiblemente, el aplicador 3 está construido a partir de aluminio o una aleación de aluminio cubierta por un recubrimiento de alúmina con un espesor de 40-50 μm . El aplicador 3 también sirve para enfriar la superficie 6 tisular, obviando de ese modo la necesidad de un sistema de enfriamiento separado.
- El aplicador 3 también puede describirse como un acoplador de antena que irradia la onda de RF al tejido 4 profundo. La disipación resultante de la carga de energía puede describirse como acoplamiento de irradiación de energía de RF.
- La zona a través de la cual se aplica 5 principalmente la energía de RF se determina por la zona de contacto entre la superficie 6 tisular y el aplicador 3 y mediante la fase de pulsos 17 de onda electromagnética incidentes. La energía diverge desde la superficie 6 y se disipa 5 de manera eficaz a través del tejido 4. La profundidad de penetración de la energía de RF depende de la potencia de RF y del área del aplicador y el desfase de la onda electromagnética. Mediante la aplicación del dispositivo 14 de desfase es posible ajustar una posición de la zona 5 de disipación de energía y hacerla coincidir con una diana seleccionada (por ejemplo, lesiones de celulitis).

El campo de RF oscilante aplicado estimula todas las moléculas bipolares (principalmente las moléculas 1 de agua) para que roten y vibren con calentamiento consiguiente de la zona 5 de disipación de energía. La zona 5 puede controlarse mediante el dispositivo 14 de desfase entre el generador 10 de RF y el aplicador 3. El calentamiento se producirá principalmente en el tejido adiposo porque es rico en líquidos pero no se somete a enfriamiento convectivo como lo hacen los vasos sanguíneos. Por tanto, las cápsulas de colágeno se destruirán mediante calentamiento debido a su alto aislamiento térmico. El control 12 mediante modulación por ancho de pulso (PWM) de la potencia de RF de salida proporciona una posibilidad de mantener una alta potencia de RF máxima con un nivel de potencia promedio bajo.

Una ventaja de la presente invención es que la capa 6 epidérmica se calienta mucho menos que el tejido 4 subcutáneo. Se logra automáticamente un gradiente térmico inverso que se proporciona por el enfriamiento intensivo de la epidermis, que se describe por las patentes de Thermage, con calentamiento profundo de los tejidos.

La ausencia de un segundo electrodo o de conexión a tierra en la configuración representada permite la libre propagación de ondas de RF dentro del tejido 4.

Con el fin de maximizar la transmisión de energía de RF desde la fuente 10 de RF (figura 2) a través del cable 7 resonante al aplicador 3, se conecta al punto central de un resonador 13 paralelo que incluye un condensador 8 y un inductor 9 conectados en paralelo y caracterizados por un factor Q muy alto por ejemplo de más de 20.

La potencia de RF oscilante suministrada (por ejemplo, 25-300 vatios) se almacena en el resonador 13, por lo que una carga activa (disipativa) del resonador 13 es sólo un tejido adyacente.

Las pérdidas activas del resonador 13 son muy bajas (20-50 veces menos que la energía disipada dentro del tejido 4). La descarga intermitente del condensador 18 y el inductor 19 se acopla a través del aplicador 3 al tejido 4.

El generador 10 de RF que puede producir 200-400 vatios de potencia total a una frecuencia de funcionamiento de 40,68 MHz demuestra un rendimiento óptimo a 50 Ohms de carga resistiva. Rendimiento óptimo significa potencia de RF reflejada mínima con potencia directa de RF máxima disipada por una carga. Por tanto, la carga real que incluye el volumen 5 tratado del tejido 4 se corresponde a una carga de 50 Ohms.

La red de adaptación de impedancia usada (IMN 11; véase la figura 2) es fija (los elementos no son operativamente variables); por tanto, el funcionamiento se produce sin cambios de amplitud de potencia de RF. El control de la potencia de salida se alcanza mediante el control PWM (modulación por ancho de pulso). La PWM logra la modulación de la potencia de salida mediante pulsos de potencia rectangulares aplicados con una frecuencia inferior a la de la onda de RF. Con el fin de disminuir el acoplamiento de potencia de RF, es necesario reducir un ciclo de trabajo de PWM. El controlador PWM 12 produce pulsos rectangulares con un intervalo de frecuencia de modulación de 2-10 kHz. El ciclo de trabajo puede variarse desde el 5 hasta el 100%. La forma del pulso 17 de potencia de RF se muestra en la figura 2. El control PWM de la potencia de RF de salida permite un nivel de potencia de RF máximo alto en la zona 5 de calentamiento con una potencia promedio inferior. Esto proporciona el calentamiento eficaz de las cápsulas adiposas con impacto mínimo sobre los vasos sanguíneos y otros tejidos.

La potencia de RF reflejada es el 1-2 % de la potencia de salida, por lo que el 98% de la potencia de salida se disipa en el volumen tratado. Normalmente, se concentra energía en el tejido adiposo, por lo que la energía de RF acoplada se disipa por los adipocitos, las cápsulas de celulitis y por la sangre y los líquidos linfáticos. La energía que produce un trabajo útil en los adipocitos y el tejido con celulitis alcanzará el 70-80% de la energía total acoplada al volumen. La energía restante se disipa a través de la difusión del calor a la superficie y por convección de los líquidos naturales del cuerpo humano.

El aplicador 3 está conectado al resonador 13 en paralelo. El aplicador 3 y el resonador 13 están colocados físicamente dentro de una pieza 22 de mano operativa usada para el procedimiento de tratamiento. El sistema de IMN se ubica dentro del sistema 23 principal. Con el fin de evitar un desfase en desajuste entre el aplicador 3 y la IMN 11, la longitud del cable 7 es igual al número entero (n) de la longitud de onda de energía de RF (λ) en el material de cable.

Con el fin de alcanzar la amplitud necesaria bajo la superficie 6 del tejido 4, se inserta un sistema de desfase (por ejemplo, el sistema 14 de tipo trombón) entre la salida del generador 10 de RF y una entrada de la IMN 11. La posición del máximo de disipación de energía puede controlarse por este sistema de desfase y puede situarse bajo la superficie 6 del tejido 4. Con el fin de controlar la profundidad de penetración de la energía de RF, puede acortarse la longitud del trombón, lo que cambia una posición de la onda electromagnética disipada en el tejido o en una zona del máximo de tensión de RF. En consecuencia, se disipará energía de RF de manera más eficaz en el volumen alrededor del máximo de la tensión de RF.

El desfasador 14 puede controlarse automáticamente, por ejemplo mediante motores 15. Este desfase podría ser lineal o periódico, lo que proporciona un desplazamiento de la zona de calentamiento máximo dentro del tejido o la

exploración de la posición de la zona de calentamiento máximo.

La implementación práctica del sistema 11 de adaptación de impedancia en la figura 3. La potencia de RF suministrada desde el generador 10 de RF a través del cable coaxial 16 se modula mediante pulsos 12 rectangulares. Puesto que el generador 10 de RF está ajustado a 50 Ohms y la impedancia del tejido humano es próxima a 300 Ohms, es necesario convertir de 50 a 300 Ohms con compensación de reactancia electromagnética del tejido 4. Esto se logra con la red 11 de adaptación de impedancia. Para este fin se aplicó una IMN fija sencilla en forma de L que consiste en el condensador 18 de RF y el inductor 19 de RF (figura 3). Se aplica el cable 7 de semionda para la transmisión de energía de RF desde la IMN 11 hasta el aplicador 3 de RF sin desfase que pueda controlarse por el sistema de desfase. La impedancia medida en el punto 20 es de 50 Ohms y en el punto 21 es de 300 Ohms. Pueden emplearse redes de adaptación de impedancia de diversos tipos sin modificar significativamente el rendimiento de la presente invención. Independientemente del tipo exacto de IMN empleado, la IMN 11 puede controlarse de manera variable y/o automática para rastrear un cambio de impedancia.

Se aprecia que determinadas características de la invención que, por claridad, se describen en el contexto de realizaciones separadas, también pueden proporcionarse en combinación en una única realización. A la inversa, diversas características de la invención que, por brevedad, se describen en el contexto de una única realización, también pueden proporcionarse por separado o en cualquier subcombinación adecuada.

Aunque la invención se ha descrito conjuntamente con las realizaciones específicas de la misma, es evidente que muchas alternativas, modificaciones y variaciones resultarán evidentes para los expertos en la técnica. Por consiguiente, se pretende abarcar todas estas alternativas, modificaciones y variaciones que se encuentran dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

Apéndice A

Desfasadores

Los desfasadores se usan para cambiar el ángulo de fase de transmisión (fase de S21) de una red. De manera ideal, los desfasadores proporcionan pérdidas de inserción bajas y una pérdida aproximadamente igual en todos los estados de fase. Aunque la pérdida de un desfasador a menudo se supera usando una etapa de amplificación, cuanto menos pérdida haya, menos potencia será necesaria para superarla. La mayoría de los desfasadores son redes recíprocas, lo que significa que funcionan de manera eficaz con señales que pasan en ambos sentidos. Los desfasadores pueden controlarse eléctrica, magnética o mecánicamente. Todos los desfasadores descritos a continuación son redes recíprocas; nos concentraremos principalmente en aquellos que se controlan eléctricamente.

Aunque las aplicaciones de los desfasadores de microondas son numerosas, quizá la aplicación más importante es dentro de una red orientable eléctricamente (ESA), en la que se controla la fase de un gran número de elementos radiantes para forzar a la onda electromagnética a sumarse en un ángulo particular respecto a la red. Sólo es necesario que la variación de fase total de un desfasador sea de 360 grados para controlar una ESA de ancho de banda moderado. Las redes que extienden la fase más de 360 grados a menudo se denominan extensores finos, y se construyen de manera similar a los desfasadores de líneas conmutadas tal como se describe a continuación.

Los desfasadores pueden ser analógicos o digitales. Los desfasadores analógicos proporcionan una fase variable de manera continua, controlada quizá por una tensión. Los desfasadores analógicos controlados eléctricamente pueden realizarse con diodos varactores que cambian la capacitancia con la tensión, o dieléctricos no lineales tales como titanato de bario y estroncio o materiales ferroeléctricos tales como granate férrico de itrio. Un desfasador analógico controlado mecánicamente en realidad no es más que una línea de transmisión alargada mecánicamente, a menudo denominada una línea de trombón. Los desfasadores analógicos desempeñan un mero papel secundario y no se tratarán aquí en profundidad en este momento.

La mayoría de los desfasadores son de la variedad digital, ya que son más inmunes al ruido en sus líneas de control de tensión. Los desfasadores digitales proporcionan un conjunto discreto de estados de fase que se controlan por "bits de fase" de dos estados. El bit de orden superior es de 180 grados, el siguiente superior es de 90 grados, luego de 45 grados, etc., a medida que se dividen 360 grados en pasos binarios cada vez más pequeños. Un desfasador de tres bits tendría un bit menos significativo (LSB) de 45 grados, mientras que un desfasador de seis bits tendría un bit menos significativo de 5,6 grados. Técnicamente, este último caso tendría un LSB de 5,625 grados, pero en el mundo de las microondas es mejor ignorar la precisión que no puede obtenerse.

La convención seguida para los desfasadores es que la longitud de fase más corta es la referencia o estado "desactivado", y la longitud de fase o trayectoria más larga es el estado "activado". Por tanto, un desfasador de 90 grados realmente proporciona menos noventa grados de desfase en su estado "activado".

Desfasador de líneas conmutadas

En la figura 7 se muestra un desfasador de líneas conmutadas sencillo. El desfase puede calcularse fácilmente a

partir de la diferencia en las longitudes eléctricas del brazo de referencia y el brazo de retardo. Los conmutadores SPDT pueden realizarse de una amplia variedad de formas, usando conmutadores FET, de diodo, o MEM (microelectromecánicos). Normalmente, el aislamiento combinado de los dos conmutadores debe superar 20 dB en la banda de frecuencia de diseño, o habrá fluctuación en la amplitud y la respuesta de fase debido a la fuga del brazo “desactivado”.

Es importante elegir una tecnología de conmutación que sea apropiada para la banda de frecuencia de interés. A menudo se usan conmutadores de diodo PIN a través de 18 GHz para una construcción “chip and wire” (de chip e hilo) (esta práctica se conoce como MIC, o circuito integrado de microondas). En el diseño MMIC (circuito integrado de microondas monolítico), los conmutadores a menudo se realizan con FET, en la actualidad a frecuencias de hasta 94 GHz. Lo más curioso en este caso es que un diodo normalmente es un elemento de conmutación mejor que un FET, pero cuando se emplean en un circuito monolítico, los FET pueden superar su capacitancia de estado desactivado recurriendo a un inductor de derivación a frecuencias muy altas. Los diodos casi nunca se emplean de manera monolítica (Alpha, TriQuint y M/A-COM ofrecen excepciones), por lo que tienen que experimentar las variaciones en la inductancia de unión por hilo asociada con la construcción MIC, y por tanto la limitación de frecuencia. Un ejemplo de un desfasador de líneas conmutadas MMIC de ondas milimétricas se muestra en la figura 8. La pérdida de inserción de un desfasador de líneas conmutadas está dominada por las pérdidas de conmutación. Los valores típicos son una pérdida de un dB por bit a través de la banda X, 2 dB por bit en la banda Ka y 3 dB o más por bit en la banda W. Siempre se requieren dos señales de control para los desfasadores de líneas conmutadas.

La figura 9 muestra la respuesta de un desfasador de líneas conmutadas ideal. La diferencia en la longitud entre el brazo de referencia y el brazo de retardo es una longitud de onda de un cuarto a 10 GHz. Un diseño de este tipo se usaría para proporcionar un desfase de 90 grados a 10 GHz tal como se muestra (véase el trazo verde en la representación gráfica). Los desfasadores de líneas conmutadas a menudo se usan para los dos bits de fase más grande de un desfasador de múltiples bits (180 y 90 grados). Pueden usarse circuitos menos complejos, tales como elementos de líneas cargadas, para bits de 45 grados y menores (véase la explicación sobre desfasadores de líneas cargadas a continuación).

Desfasador paso alto/paso bajo

Si se desea un desfase constante por un intervalo de frecuencia amplio, el desfasador de líneas conmutadas no es suficiente. Un desfasador paso alto/paso bajo puede proporcionar un desfase casi constante por un octavo o más. Mediante “paso alto/paso bajo” se quiere decir el hecho de que un brazo forma un filtro paso alto mientras que el brazo opuesto forma un filtro paso bajo. Una segunda ventaja del desfasador paso alto/paso bajo es que ofrece una disposición muy compacta porque normalmente se usan elementos concentrados en lugar de líneas de retardo. Ésta es una consideración importante para diseños de “frecuencia baja” (es decir, por debajo de la banda X) porque las líneas de transmisión de retardo pueden ser bastante grandes. Las frecuencias de corte de las dos redes de filtro obviamente deben estar fuera de la banda de desfase para que este esquema funcione. La figura 11 muestra una respuesta de fase prevista para un desfasador paso alto/paso bajo de 90 grados optimizado para un funcionamiento en la banda C. Los valores de los elementos concentrados en esta simulación son $C1=1,40$ pF $L1=2,09$ nH, $C2=0,40$ pF y $L2=0,63$ nH (en referencia a la figura 10). Las contribuciones de fase de inserción de conmutación no fueron significativas en esta simulación. Debe observarse que entre 4 y 8 GHz, el desfase (trazo verde) permanece dentro de -90 a -99 grados, una respuesta casi plana que no es posible a partir de un desfasador de líneas conmutadas. Los desfasadores paso alto/paso bajo habitualmente requieren dos señales de control. Según la convención de Microondas101, el brazo paso bajo proporciona el estado de referencia, ya que proporciona la fase de inserción menos negativa.

En la práctica, esta distinción entre desfasadores de líneas conmutadas y paso alto/paso bajo es difusa. Se emplean condensadores compuestos en las redes de filtro, pero los inductores son realmente sólo líneas de transmisión de impedancia de característica alta.

Desfasador de líneas cargadas

Otra categoría de desfasador es el desfasador de líneas cargadas, que a menudo se usa para bits de desfase de 45 grados o inferiores. Un ejemplo de un desfasador de líneas cargadas se muestra en la figura 12. Las cargas ZL se sintetizan de manera que crean una perturbación en la fase de la señal cuando se conmutan en el circuito, mientras que sólo tienen un pequeño efecto sobre la amplitud de la señal. Las cargas deben tener un coeficiente de reflexión muy alto con el fin de minimizar la pérdida del desfasador (deben utilizar elementos puramente reactivos). Obviamente, las cargas ZL no deben estar demasiado cerca de un cortocircuito en ángulo de fase, o el desfasador experimentará una pérdida extrema. Separando las cargas reactivas aproximadamente un cuarto de onda, la perturbación de la amplitud puede minimizarse e igualarse en ambos estados. La respuesta de fase frente a frecuencia de un desfasador de líneas cargadas habitualmente es más plana que la del desfasador de líneas conmutadas, pero habitualmente no es tan plana como la del desfasador paso alto/paso bajo. Habitualmente sólo se requiere una señal de control para un desfasador de líneas cargadas, puesto que las cargas pueden polarizarse simultáneamente.

Desfasador de cuadratura

Un ejemplo muy parecido al desfasador de líneas cargadas que se denominará “desfasador de cuadratura” se muestra en la figura 13. En este caso, un acoplador de cuadratura divide la señal de entrada en dos señales 90 grados fuera de fase (la definición de “cuadratura” es dos señales separadas 90 grados). Estas señales se reflejan desde un par de cargas conmutadas, y se combinan en fase en la salida del desfasador, siempre que las cargas sean idénticas en el coeficiente de reflexión (tanto en magnitud como en fase). A diferencia de la estructura de líneas cargadas comentada previamente, el desfasador de cuadratura puede usarse para proporcionar cualquier desfase deseado. De manera ideal, las cargas deben presentar impedancias puramente reactivas, que pueden oscilar desde un cortocircuito hasta un circuito abierto o cualquier cosa entremedias. Esta estructura proporciona un ancho de banda de hasta un octavo, dependiendo del ancho de banda del propio acoplador de cuadratura. El acoplador puede ser un acoplador de Lange o un híbrido de caja en microbanda, o un acoplador de superposición en un circuito de línea de cinta. El tamaño de un desfasador de cuadratura está directamente relacionado con la banda de frecuencia de funcionamiento, puesto que el acoplador normalmente usa una o más secciones de cuarto de onda. Sólo se requiere una señal de control para un desfasador de cuadratura, puesto que las cargas pueden polarizarse simultáneamente.

Desfasador de anillo híbrido

En la figura 14 se muestra una topología inteligente para un bit de fase de 180 grados. En este caso se usa un acoplador de anillo híbrido de 180 grados con un par de cargas conmutadas. Para que este esquema funcione, las cargas conmutadas tienen que presentar altos coeficientes de reflexión y deben permanecer desfasados 180 grados fuera de fase en ambos estados. Por ejemplo, puede usarse un par de diodos “antiparalelos” como cargas, donde uno se polariza para activarse mientras que el otro se polariza para desactivarse. Cuando la señal entra desde la izquierda, se divide 180 grados fuera de fase con respecto a las cargas ZL y -ZL. El par de señales refleja las cargas en fase y se combina en el puerto 3. En la práctica, las cargas parásitas de las cargas de diodo conmutadas (la capacitancia de estado desactivado de los diodos) tienden a anularse entre sí, y se obtiene un buen desfasador de 180 grados (éste no es el caso en el desfasador de cuadratura). La respuesta prevista de un diseño de desfasador de anillo híbrido de 35 GHz que usa diodos de 20 femtofaradios, 4,5 ohm, se muestra en la figura 15. Debe observarse que desde 25 hasta 45 GHz, el error de fase es menor de +/-15 grados. El tamaño de un desfasador de anillo híbrido está directamente relacionado con la banda de frecuencia de funcionamiento, puesto que la circunferencia del acoplador de anillo híbrido es 1,5 longitudes de onda en la frecuencia central. Si esta topología resulta familiar, se debe a que es similar a un circuito mezclador bien conocido. Se requieren dos señales de control para el desfasador de anillo híbrido, puesto que las cargas deben mantenerse en estados opuestos.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (30) para tratamiento térmico de una diana seleccionada dentro de un sujeto, comprendiendo el sistema:
un único aplicador (3), que forma un único electrodo del sistema que comprende una barrera (2) dieléctrica, que puede entrar en contacto con una superficie de un tejido biológico que pertenece al sujeto, pudiendo suministrar dicho único aplicador una cantidad deseada de energía a una zona de disipación de energía predeterminada por debajo de dicha superficie de dicho tejido biológico, estando situada la diana seleccionada dentro de dicha zona de disipación de energía predeterminada;
una fuente (10) de energía de RF operativa para producir una señal de potencia de RF de salida dirigida a dicho único aplicador (3) en la que dicha RF se acopla por radiación mediante el aplicador (3) en dicho tejido biológico;
un desfasador (14), pudiendo controlarse dicho desfasador para variar la fase de dicha señal de potencia de RF de salida de modo que la energía procedente de la misma se concentra principalmente en dicha zona de disipación de energía predeterminada, que se encuentra a una profundidad dependiente de fase por debajo de dicha superficie de dicho tejido biológico;
una red (11) de adaptación de impedancia, sirviendo dicha red de adaptación de impedancia para adaptar una característica de impedancia de dicha fuente de energía de RF y dicho desfasador a la impedancia de dicho tejido biológico que pertenece al sujeto de modo que dicha señal de potencia de RF puede pasar a través de dicha superficie de dicho tejido biológico sin experimentar reflexión;
un resonador (13) de RF ubicado en dicho único aplicador, pudiendo funcionar dicho resonador de RF para acumular y liberar de manera cíclica dicha cantidad deseada de energía por lo que una parte significativa de la energía de la señal de RF se concentra en dicha zona de disipación de energía predeterminada; y
pudiendo funcionar dicho único aplicador para transportar dicha señal de potencia de RF de salida desde dicha fuente de energía de RF a través de dicha superficie de dicho tejido biológico hasta dicha zona de disipación de energía predeterminada una vez que dicha salida se ha procesado por dicho desfasador, dicha red de adaptación de impedancia y dicho resonador;
produciendo de ese modo el funcionamiento del sistema un gradiente térmico inverso de manera que dicha superficie de dicho tejido biológico se mantiene a una temperatura inferior a la de dicha zona de disipación de energía predeterminada sin usar un dispositivo de enfriamiento para enfriar dicha superficie; y
permitiendo la ausencia de un electrodo de conexión a tierra la libre propagación de dichas ondas de dicha señal de potencia de RF de salida en dicha zona de disipación de energía.
2. Sistema según la reivindicación 1, que comprende además un controlador mediante modulación por ancho de pulso, pudiendo hacer dicho controlador mediante modulación por ancho de pulso que dicha fuente de energía de RF suministra dicha señal de salida en pulsos de una duración y amplitud predeterminadas con una frecuencia deseada.
3. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicha barrera dieléctrica evita la transmisión de una corriente conductora a través de dicha superficie.
4. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicho único aplicador está fabricado de al menos un metal seleccionado del grupo que consiste en aluminio, plata, oro, cobre y aleaciones de los mismos.
5. Sistema según la reivindicación 3, en el que dicha barrera dieléctrica se suministra como un recubrimiento dieléctrico sobre dicho único aplicador.
6. Sistema según la reivindicación 5, en el que dicho único aplicador está construido principalmente por aluminio y dicha barrera dieléctrica se suministra como un recubrimiento de alumina.
7. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicho único aplicador puede moverse sobre dicha superficie de dicho tejido biológico como medio de modificar una ubicación de dicha zona de disipación de energía.
8. Sistema según la reivindicación 1, que comprende además un cable de alimentación, conectando dicho cable de alimentación dicho aplicador de RF y dicho resonador de RF con dicha red de adaptación de impedancia.
9. Sistema según la reivindicación 8, en el que dicho cable de alimentación tiene una longitud de resonancia

definida por la longitud $n\lambda/2$, donde λ es una longitud de onda de energía de RF en el material de cable y n es un número entero.

- 5 10. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicha red de adaptación de impedancia incluye una estructura fija caracterizada por una forma seleccionada del grupo que consiste en una estructura en forma de L, forma de T y forma de Π .
- 10 11. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicha red de adaptación de impedancia incluye un transformador de impedancia de banda ancha.
12. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicha red de adaptación de impedancia es variable.
13. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicho desfasador incluye un tipo trombón.
- 15 14. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicho desfasador está construido al menos parcialmente por cable coaxial.
15. Sistema según la reivindicación 1, en el que un desfase proporcionado por dicho desfasador es variable.
- 20 16. Sistema según la reivindicación 1, en el que se suministra energía acoplada desde el generador de RF (amplificador).
- 25 17. Sistema según la reivindicación 1, en el que dicha energía suministrada a dicha zona de disipación de energía predeterminada se acopla en modo continuo o por pulsos.

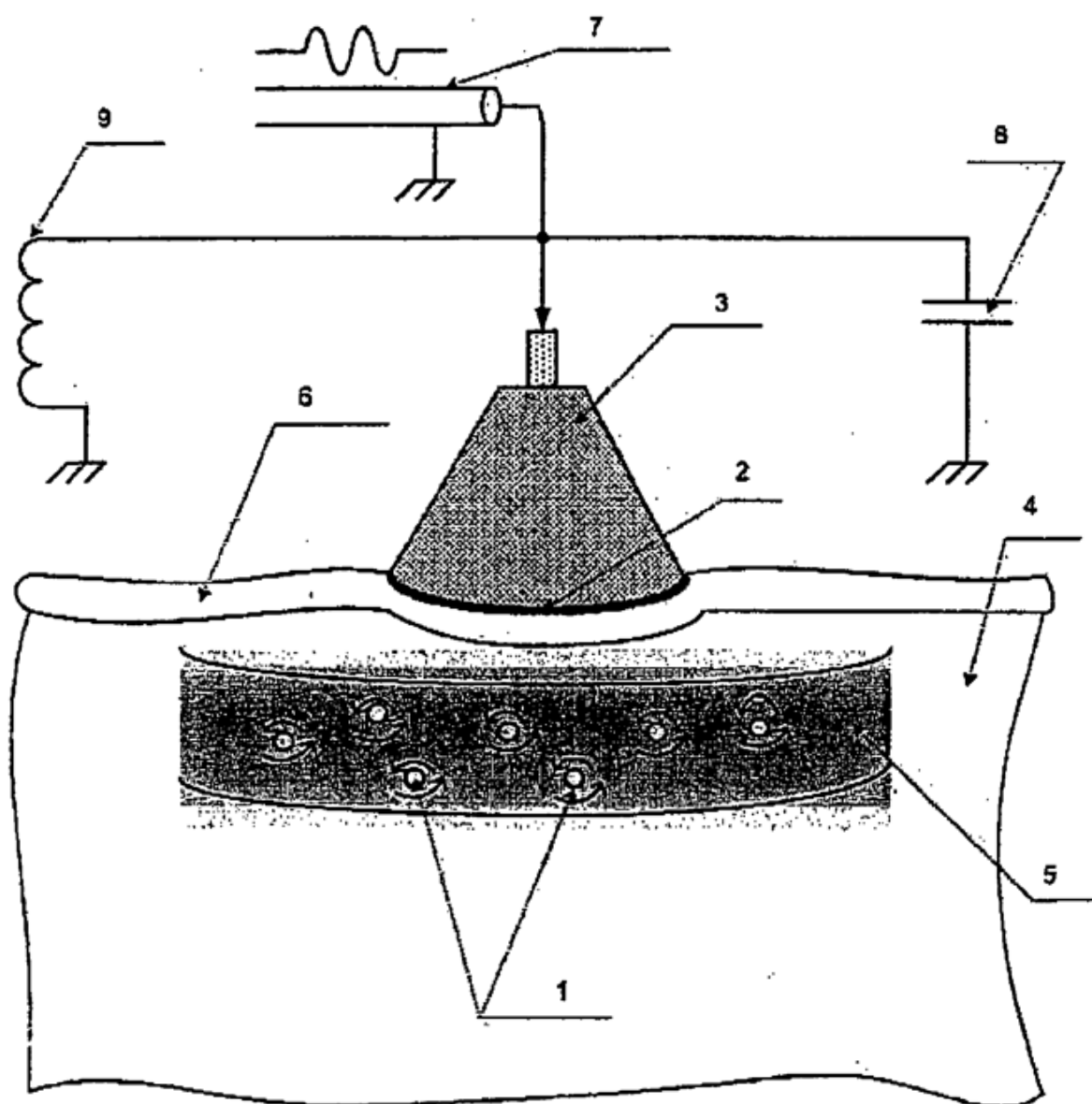


FIGURA 1

30

FIGURA 2 30

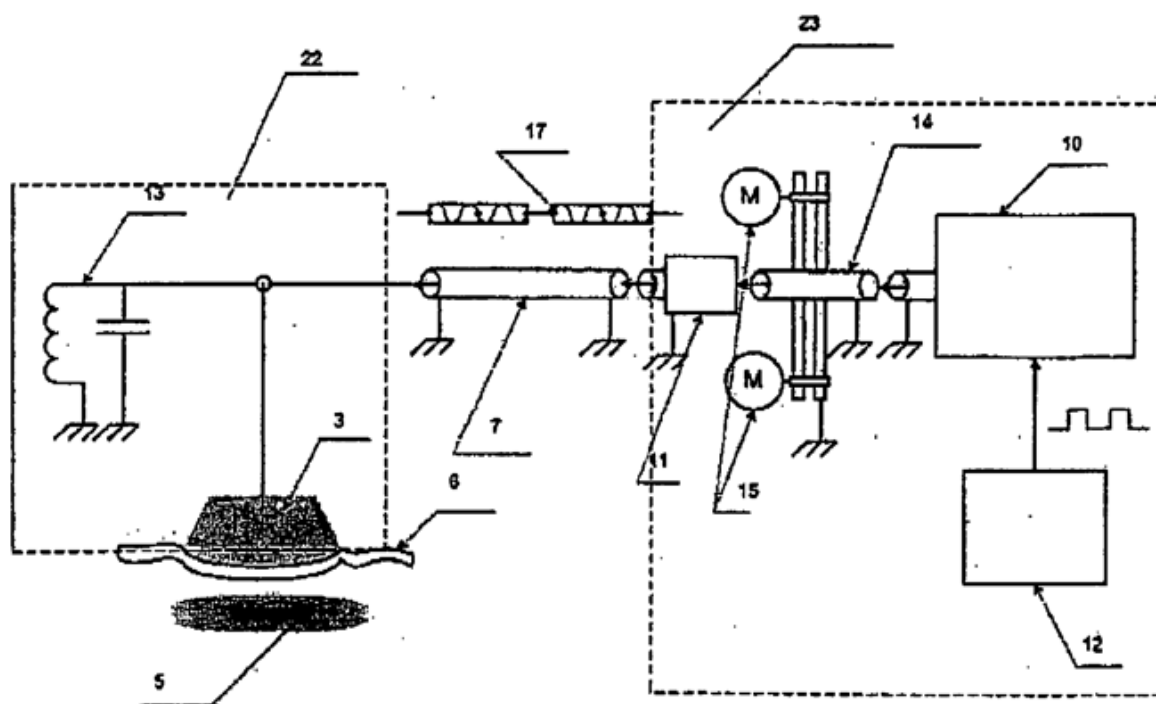


FIGURA 3 30

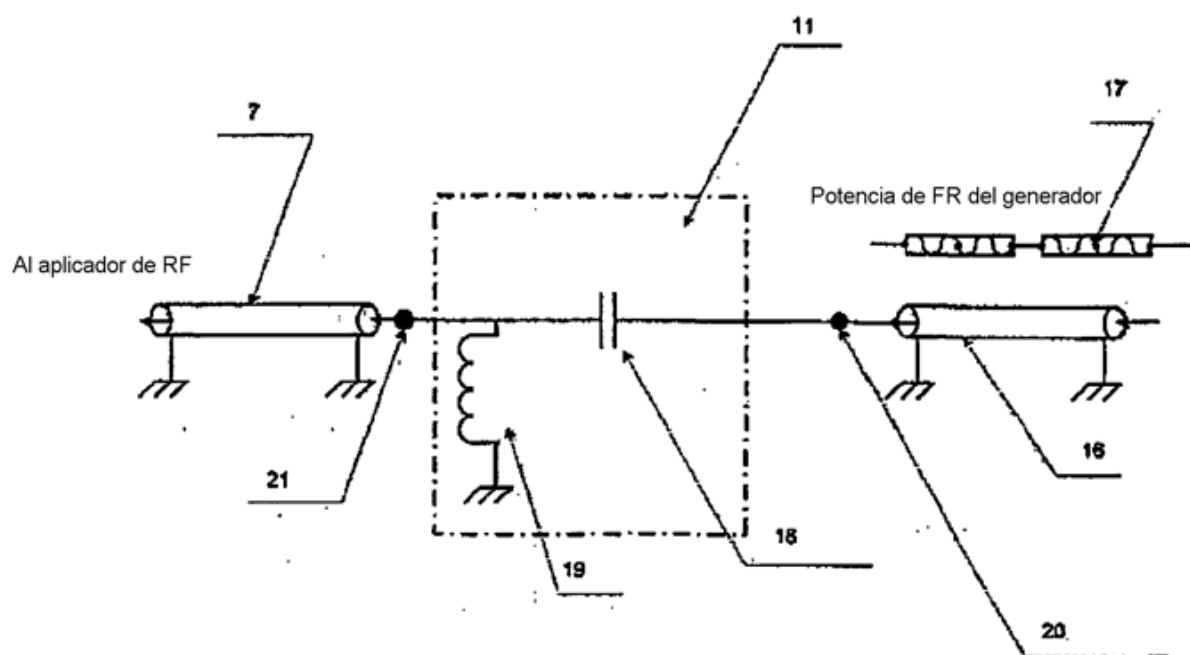


FIGURA 4 30

SISTEMA UNIPOLAR DE 8 s SIN ENFRIAMIENTO

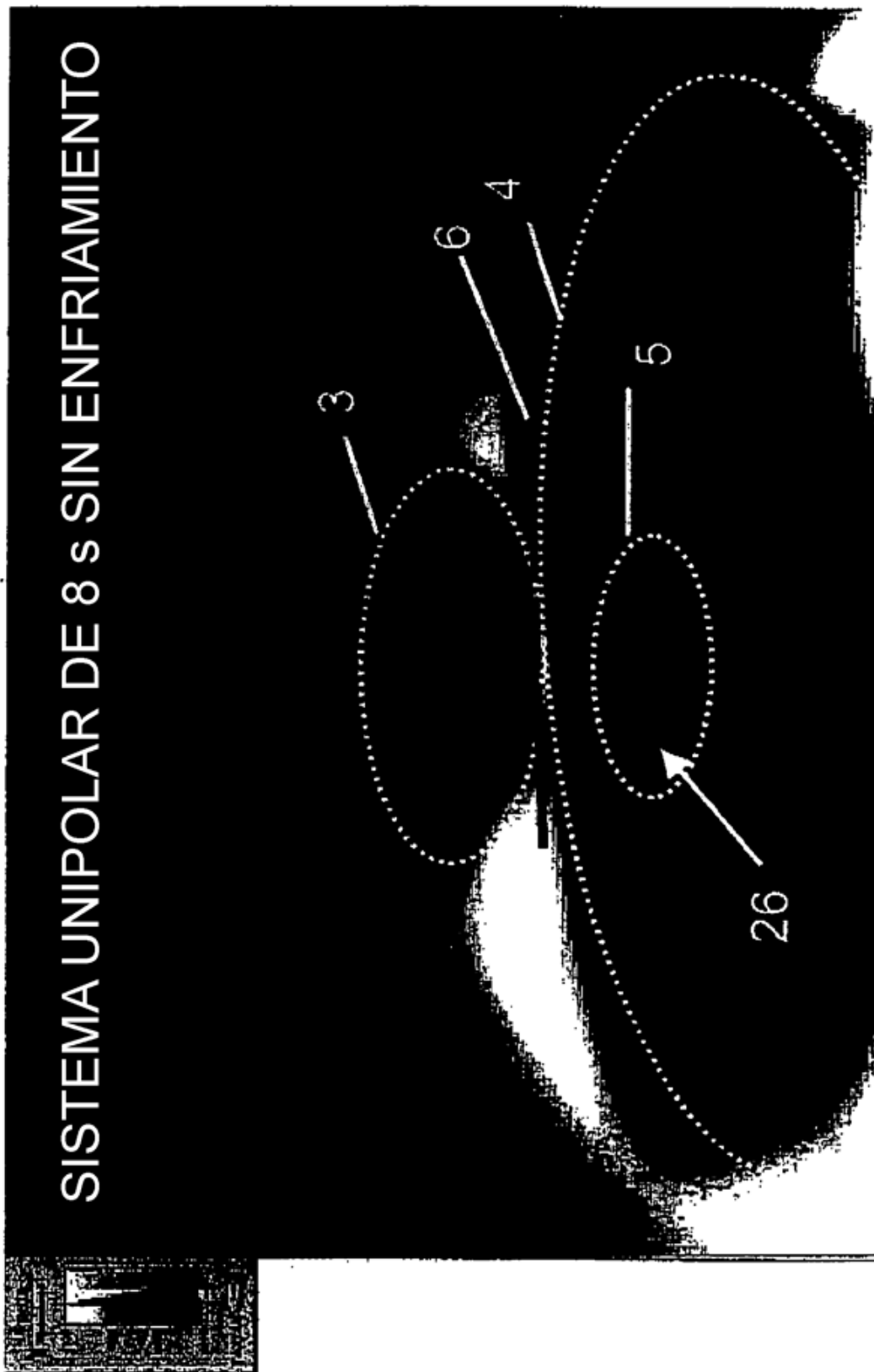


FIGURA 5 (TÉCNICA ANTERIOR)

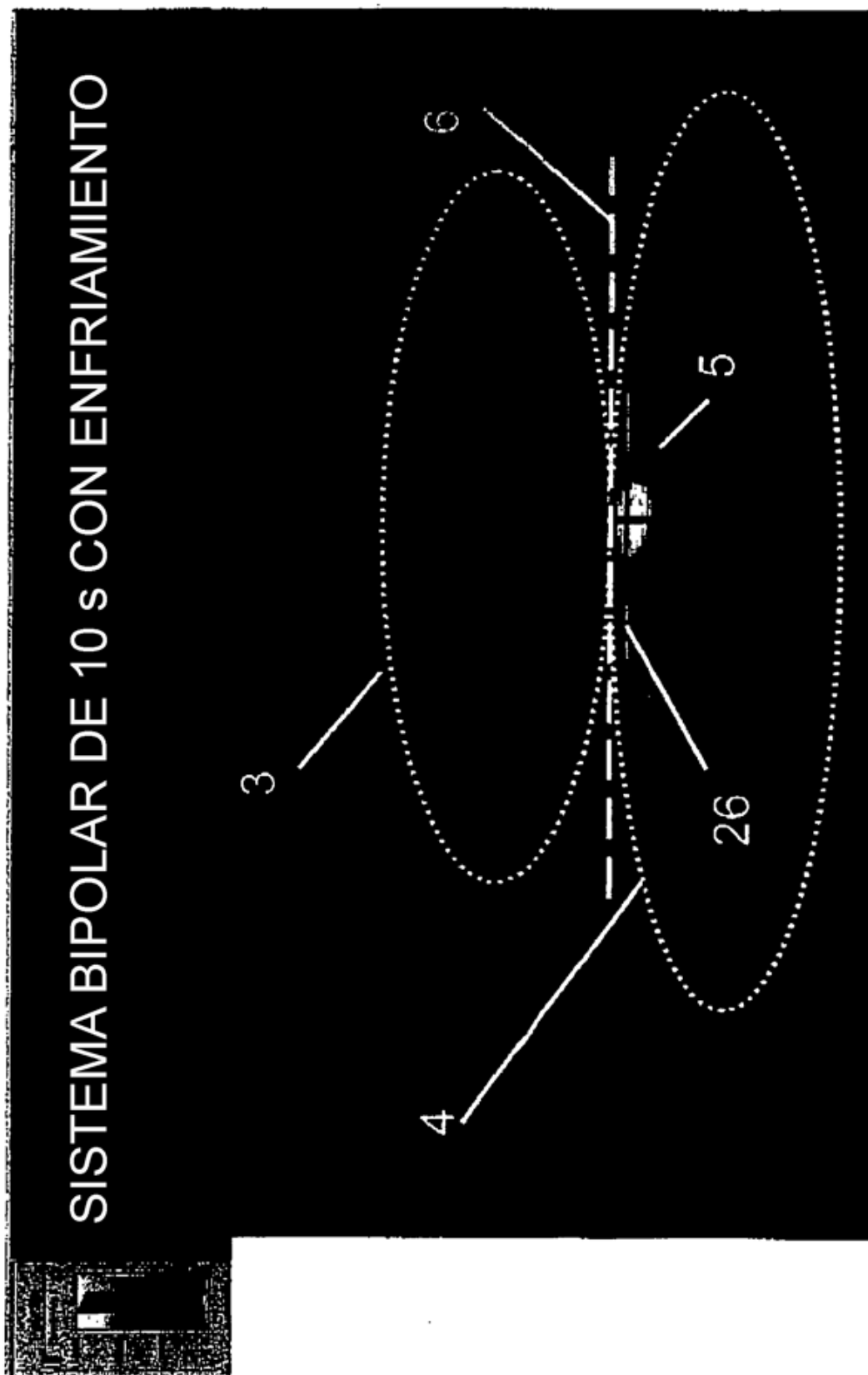
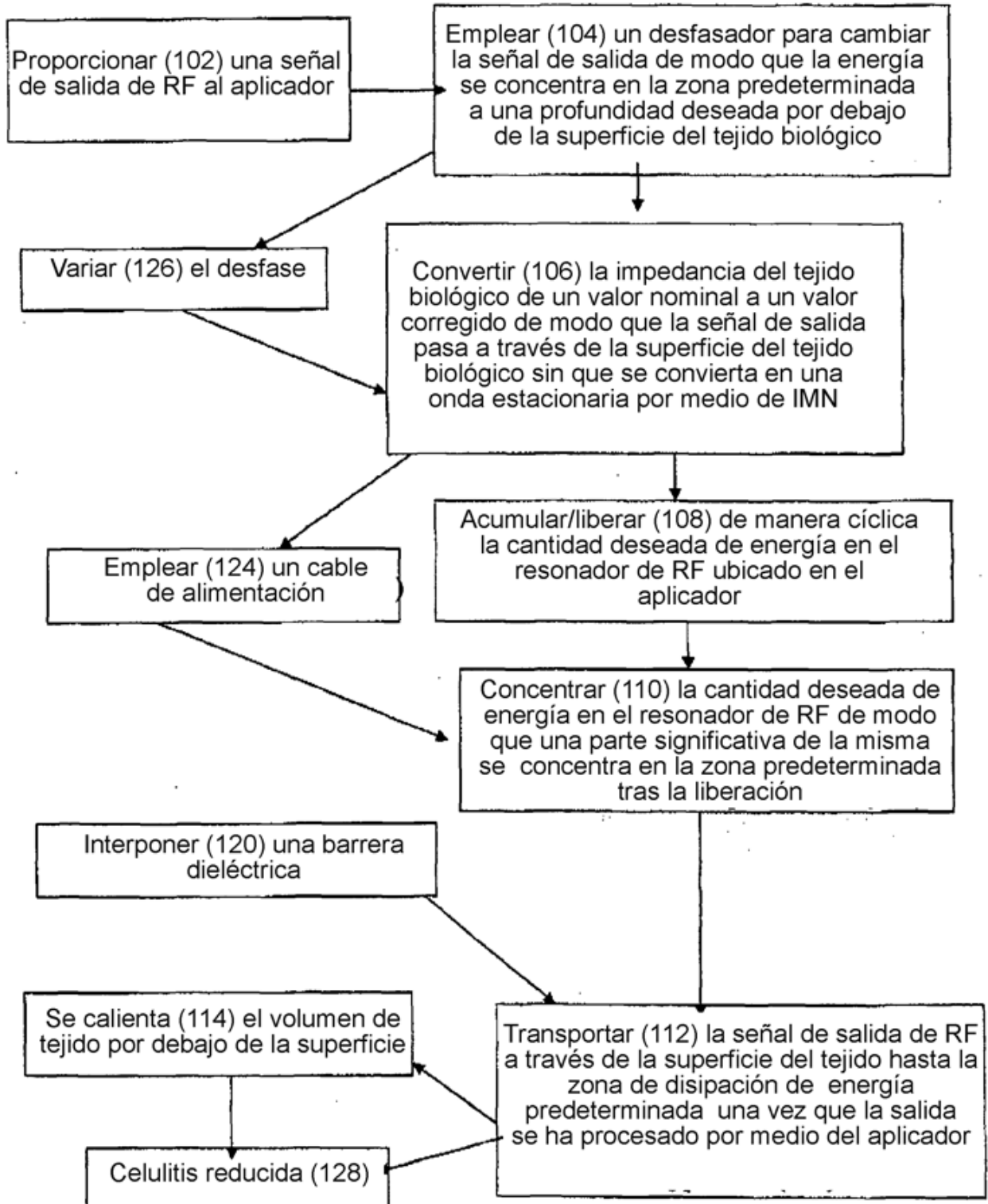


FIGURA 6 **100**



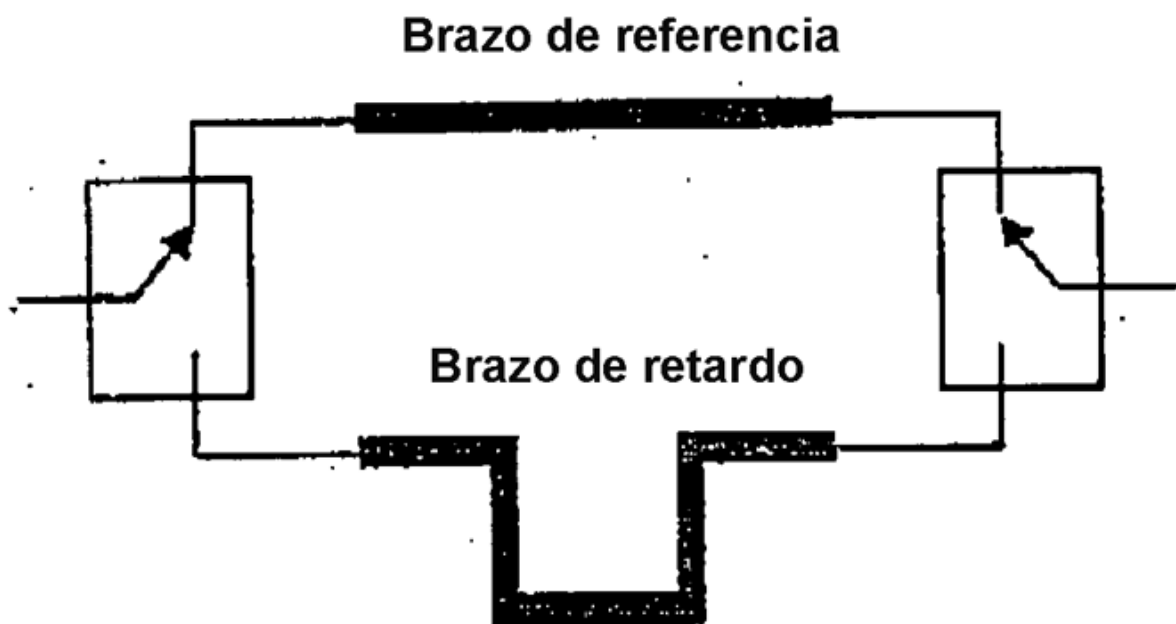


Figura 7

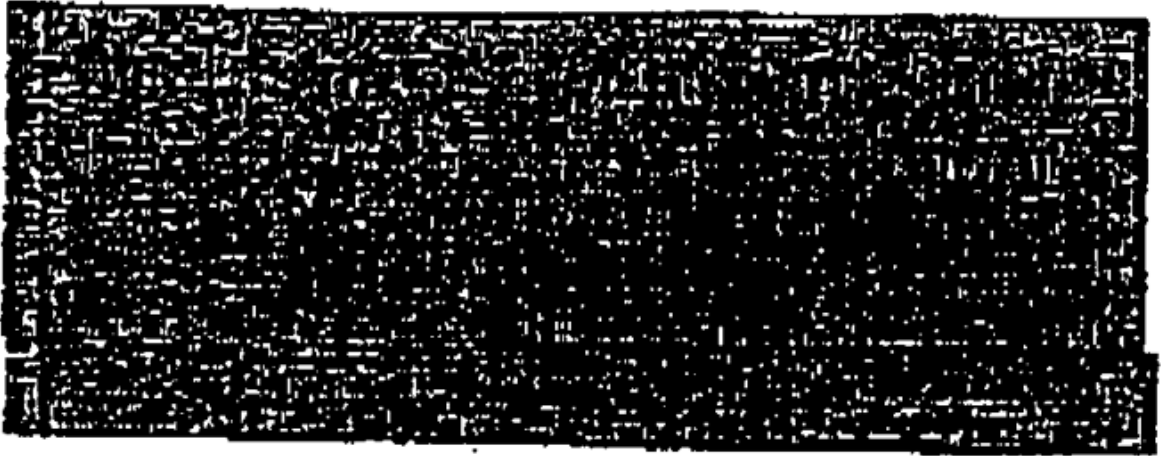


Figura 8

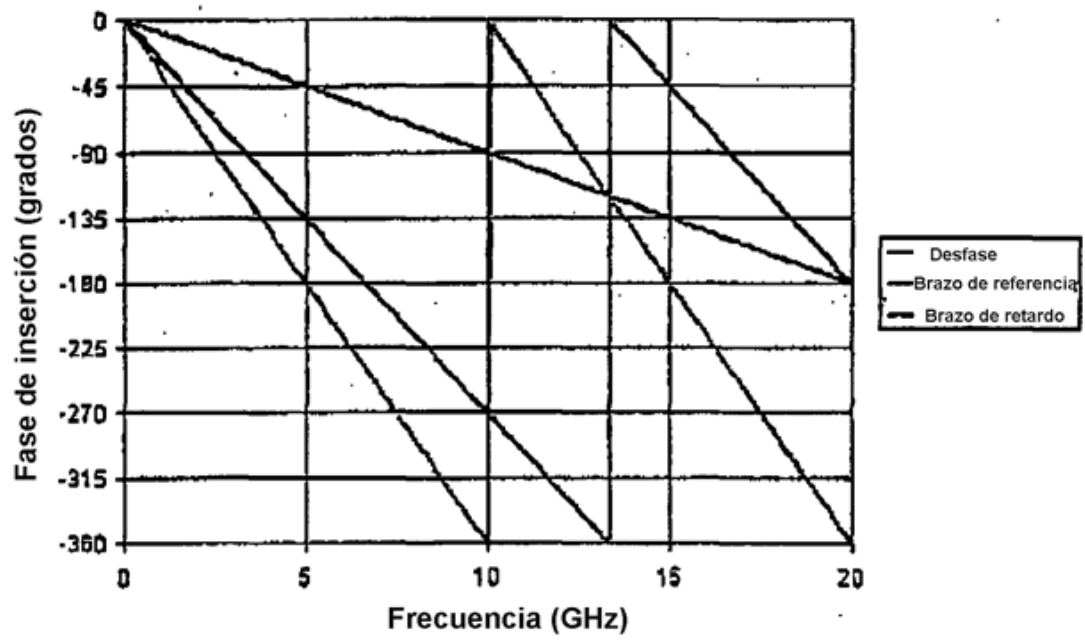


Figura 9

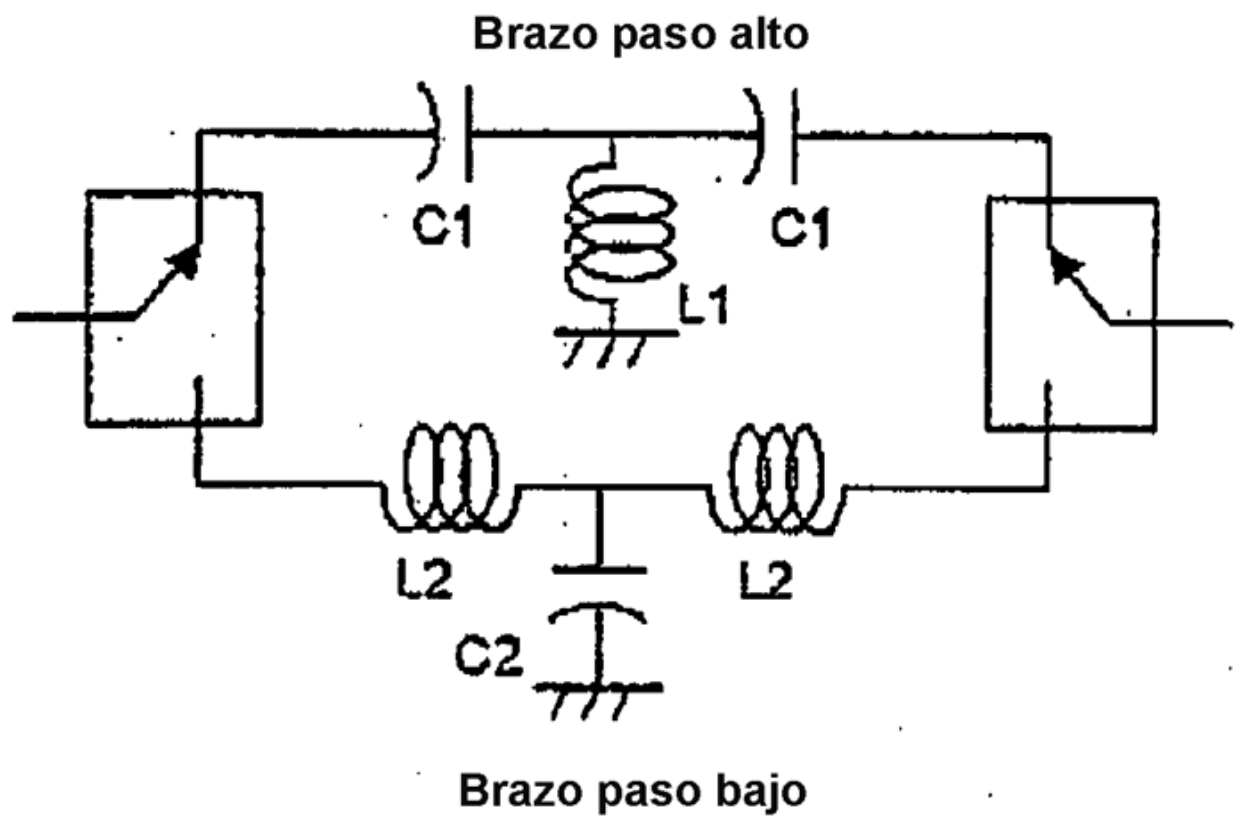


Figura 10

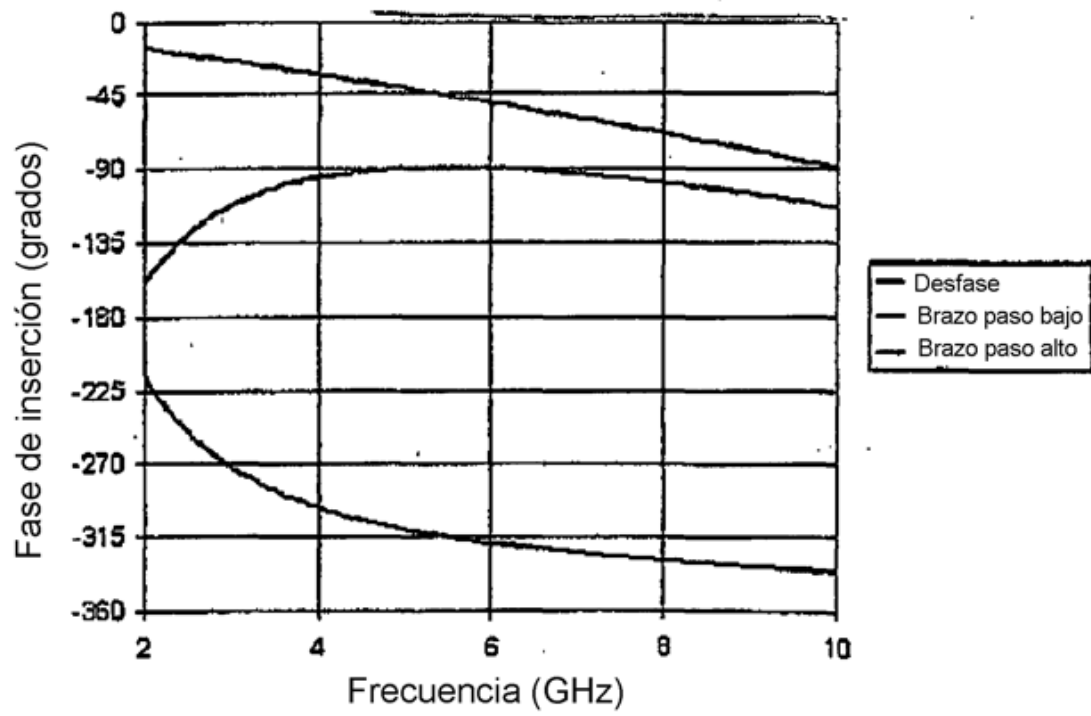


Figura 11

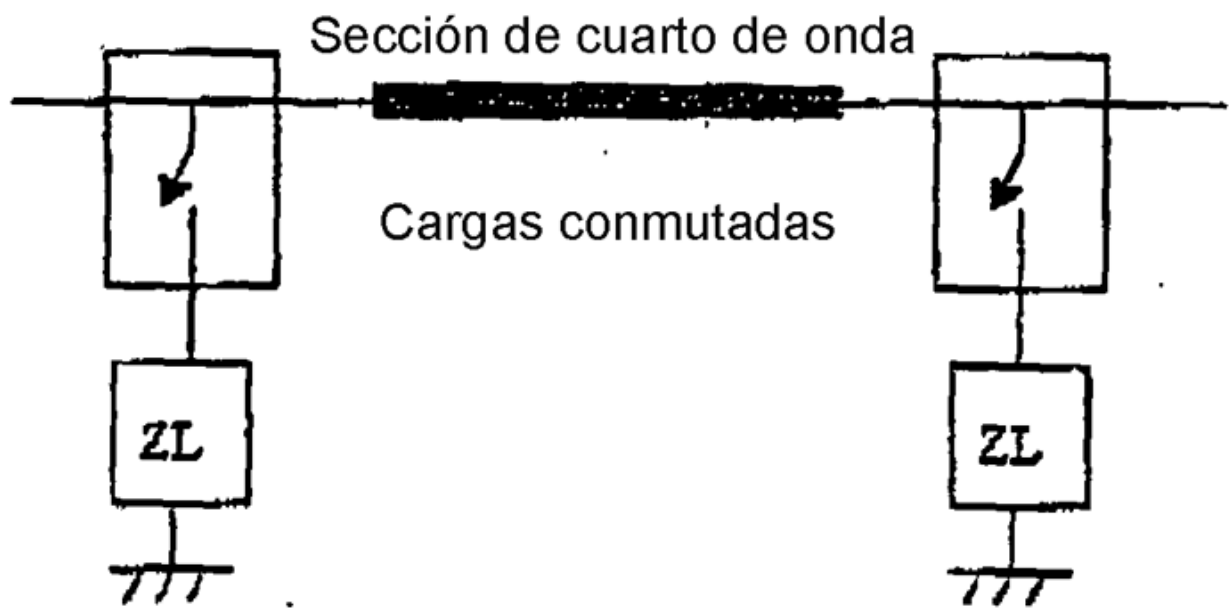


Figura 12

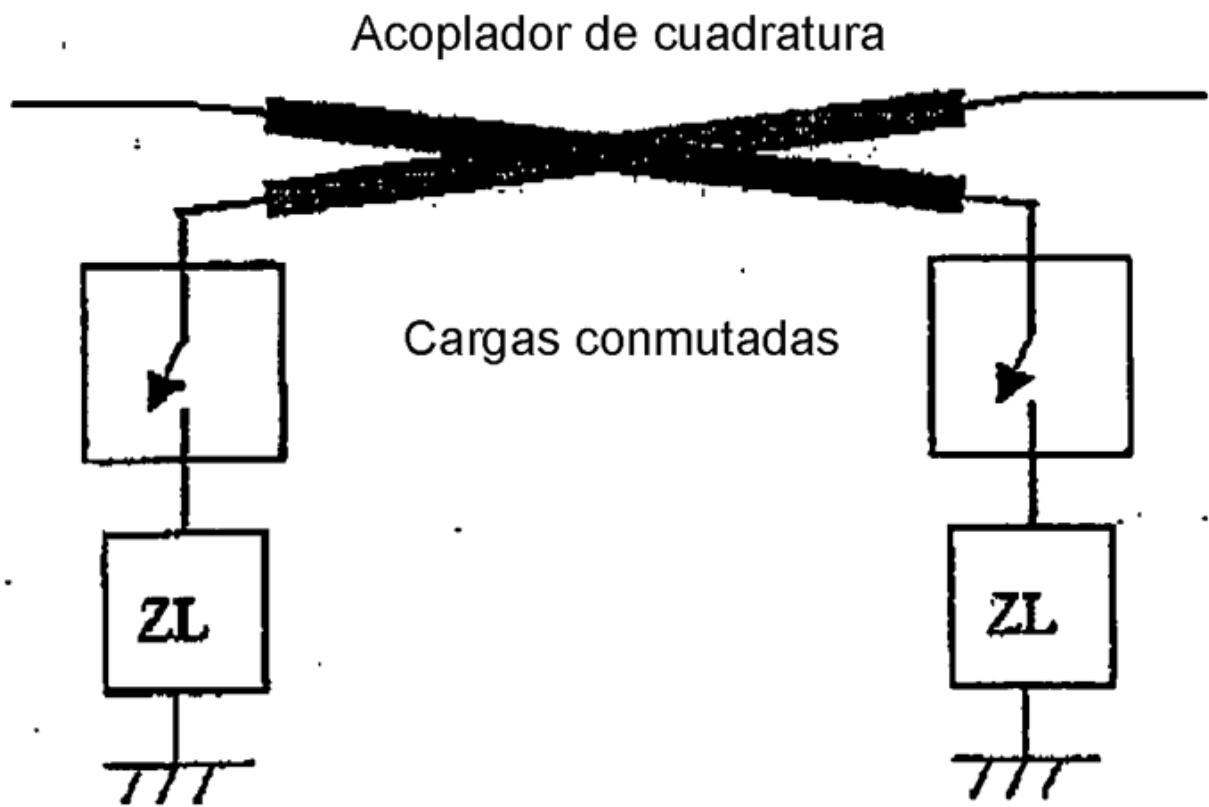


Figura 13

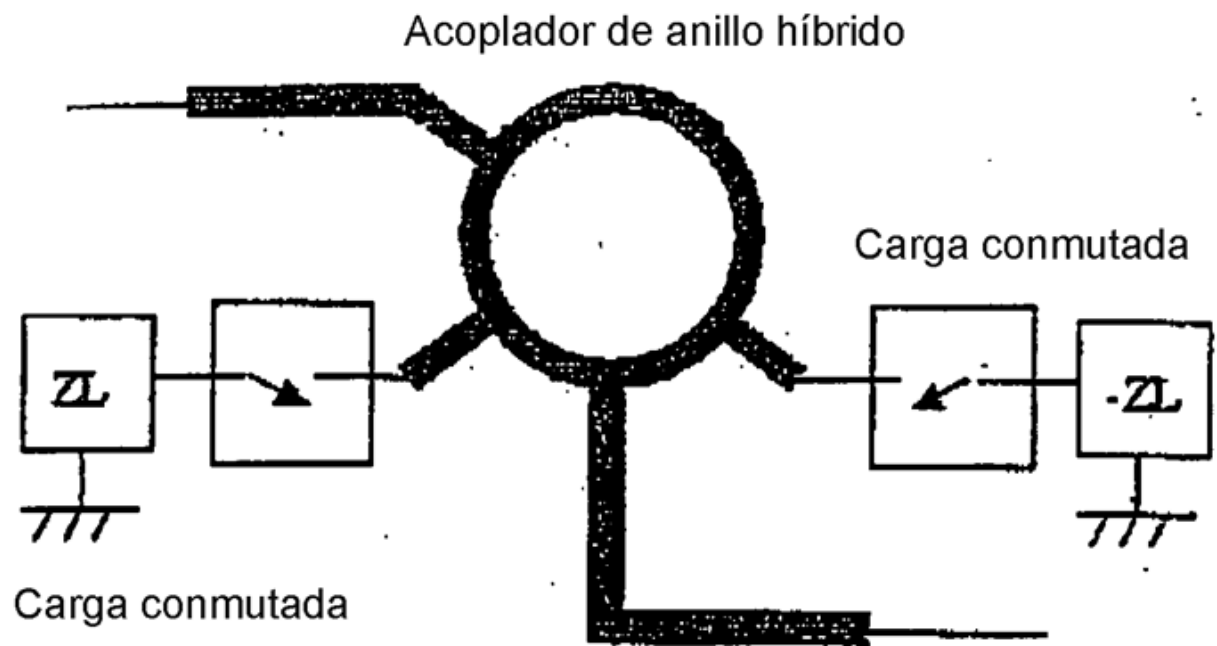


Figura 14

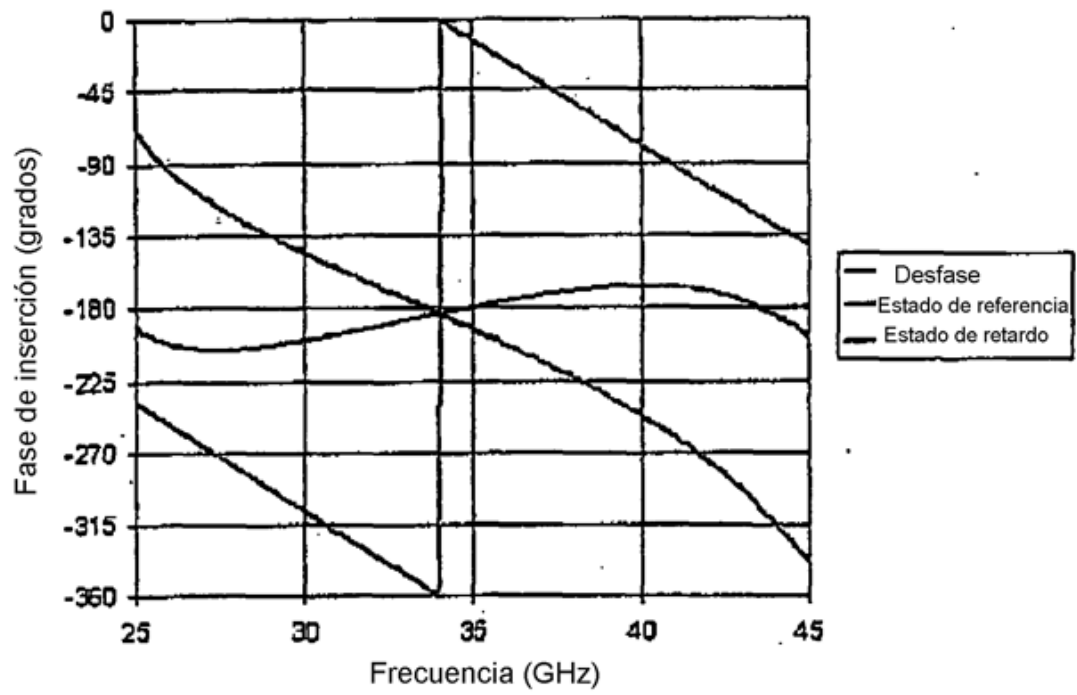


Figura 15