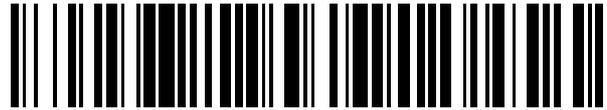


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 393 641**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07824095 .9**

96 Fecha de presentación: **10.10.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **2068741**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.06.2009**

54 Título: **Aparato de tratamiento del esófago**

30 Prioridad:

10.10.2006 GB 0620061

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:

26.12.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:

26.12.2012

73 Titular/es:

**MEDICAL DEVICE INNOVATIONS LIMITED
(100.0%)
DARESBUY INNOVATION CENTRE
DARESBUY SCIENCE AND INNOVATION
CAMPUS HALTON
CHESHIRE WA4 4FS, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
WHITE, MALCOLM y
WALL, PETER**

74 Agente/Representante:

ZEA CHECA, Bernabé

ES 2 393 641 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

Aparato de tratamiento del esófago.

5 Campo técnico

Esta invención se refiere a un aparato para el tratamiento de tejido utilizando energía térmica derivada de radiación de microondas. Se refiere, por ejemplo, a una técnica para provocar necrosis de tejidos (daño térmico) y/o ablación de tejidos mediante la exposición del tejido a una radiación con una frecuencia en el intervalo de 5 a 60 GHz.

10 La presente invención está dirigida especialmente al tratamiento del esófago (también conocido como garganta), por ejemplo, para el tratamiento de afecciones conocidas como reflujo gastroesofágico y esófago de Barrett. Aunque la presente solicitud está concebida entorno a este uso, también puede proporcionar un medio de tratamiento de otras afecciones médicas que sean accesibles por inserción de un instrumento de tratamiento a través de un orificio natural (por ejemplo, la boca, la nariz, el ano o la uretra). También puede ser aplicable al tratamiento quirúrgico en procedimientos abiertos.

Antecedentes de la invención

20 El esófago es un tubo muscular que lleva el alimento de la boca al estómago y está recubierto por células similares a las que forman la piel (células escamosas).

25 El esófago de Barrett es una afección que identificó primero un cirujano llamado Norman Barrett a principios de los años 50 en la que en el revestimiento interior de la parte inferior de la garganta (esófago) se desarrollan células anormales. Se encuentra que el revestimiento en el extremo inferior de la garganta varía de ser escamoso a ser como el revestimiento del estómago, o metaplasia gástrica o intestinal).

30 El esófago de Barrett es una afección pre-cancerosa. Durante un período de tiempo variable en ocasiones puede dar a lugar al desarrollo de un cáncer en la parte inferior del esófago. El cáncer se produce cuando las células de la zona afectada son cada vez más anormales (displásicas) y pueden llegar a ser malignas.

35 La principal causa del esófago de Barrett es el reflujo gastroesofágico, es decir, jugos de reflujo del estómago que 'salpican' al esófago. El jugo gástrico contiene ácido, bilis y proteínas, que ayudan a digerir los alimentos. El estómago está recubierto por un tejido que es resistente al ácido, pero no es el esófago. Normalmente, una válvula en la parte inferior del esófago, el esfínter esofágico inferior (EEI), evita que el ácido salpique hacia el esófago. Sin embargo, algunas personas tienen una válvula débil, que permite que el ácido fluya hacia atrás hacia el esófago (reflujo). El ácido puede inflamarse e irritar el esófago, y en algunas personas puede provocar síntomas de dolor y ardor de estómago. Esto se refiere a menudo como esofagitis por reflujo.

40 Es deseable destruir las células anormales. Es necesario llevar a cabo cirugía para ayudar a fortalecer la válvula en la parte inferior del esófago para evitar el reflujo ácido adicional, o para eliminar la zona afectada. Puede utilizarse la ablación térmica controlada para destruir células anormales y proporcionar un medio para ajustar la válvula de manera controlable. Los procedimientos convencionales utilizados para el tratamiento del esófago de Barrett incluyen: cirugía, electro-cirugía de baja frecuencia, terapia fotodinámica, y coagulación con láser de argón.

45 La enfermedad de reflujo gastro-esofágico, denominada comúnmente GERD o reflujo ácido, es una afección en la que el contenido líquido del estómago regurgita (devuelve o refluye) hacia el esófago. El líquido puede inflamarse y dañar el revestimiento del esófago. El líquido de reflujo normalmente contiene ácido y pepsina que son producidos por el estómago. La pepsina es una enzima que inicia la digestión de proteínas en el estómago. El líquido de reflujo también puede contener bilis que haya vuelto al estómago desde el duodeno. Se cree que el ácido es el componente más perjudicial del líquido de reflujo. La pepsina y la bilis también pueden dañar el esófago.

50 La GERD es una afección crónica. Una vez que comienza, por lo general es de por vida. Si hay un daño en la mucosa del esófago (esofagitis), esto también es una afección crónica. Por otra parte, después de que el esófago se haya curado con tratamiento y se haya detenido el tratamiento, el daño en la mayoría de los pacientes volverá en unos meses. Una vez que ha comenzado el tratamiento para la GERD, por lo tanto, normalmente será necesario que el usuario lo siga indefinidamente, aunque en algunos pacientes de manera intermitente.

60 El reflujo del contenido líquido del estómago hacia el esófago se produce en la mayoría de individuos normales. En los pacientes con GERD, el líquido de reflujo contiene ácido más a menudo, y el ácido permanece en el esófago más tiempo.

5 Como suele ocurrir, el cuerpo tiene mecanismos para protegerse de los efectos dañinos del ácido y el reflujo. Por ejemplo, la mayoría del reflujo se produce durante el día cuando los individuos se encuentran en posición vertical. En posición vertical, es más probable que el líquido de reflujo fluya hacia abajo hacia el estómago debido al efecto de la gravedad. Además, mientras las personas están despiertas, tragan en repetidas ocasiones, haya o no haya reflujo. Cada vez que se traga se lleva líquido de reflujo de nuevo al estómago. Por último, las glándulas salivales de la boca producen saliva, que contiene bicarbonato. Con cada trago, la saliva que contiene bicarbonato viaja por el esófago. El bicarbonato neutraliza la pequeña cantidad de ácido que permanece en el esófago después de que la gravedad y el tragar hayan eliminado la mayor parte del líquido.

10 La gravedad, el tragar y la saliva son mecanismos importantes de protección para el esófago, pero sólo son eficaces cuando los individuos se encuentran en posición vertical. Por la noche, durante el sueño, la gravedad ya no es efectiva, el tragar se detiene, y se reduce la secreción de saliva. Por lo tanto, es más probable que el reflujo que se produce por la noche produzca ácido que quede en el esófago más tiempo y produzca más daño al esófago.

15 Sólo en los Estados Unidos 14 millones de pacientes sufren GERD.

20 Se ha utilizado baja frecuencia RF (es decir, radiación con frecuencias en la gama de 100 kHz a 10 MHz) para tratar la GERD. Se insertan unas sondas de tratamiento por medio de endoscopios a través de la boca y se infla un balón para abrir una pluralidad de alambres. Las bajas frecuencias limitan el control y la velocidad de ablación, y es difícil obtener una uniformidad de daño térmico controlado debido al hecho de que el número de cables se limita a alrededor de seis. En sistemas de este tipo se produce una contracción de colágeno inducida por calor.

25 US 2003/0009165 describe un aparato de tratamiento de la GERD para la inserción al esófago. El aparato incluye un elemento expansible para dilatar el esófago y colocar un dispositivo de liberación de energía en una zona a tratar, de manera que la corriente puede pasar a través del tejido de destino para producir calor lo que produce una necrosis celular.

30 US 2004/0002747 describe un dispositivo médico que presenta una estructura tubular expansible que comprende unas agujas de electrodo dispuestas coaxialmente para colocarlas en el tejido para llevar a cabo un tratamiento térmico de ese tejido.

35 US 6.024.743 describe un aparato para tratar un útero, que comprende un elemento expansible que tiene un dispositivo de liberación de energía para aplicar corriente eléctrica a través del tejido endometrial para provocar un calentamiento que dé lugar a necrosis celular.

US 2005/0096647 describe un catéter para remodelar o extraer material aterosclerótico de un vaso sanguíneo.

40 WO 2005/112812 describe un aparato para la ablación de tejido de destino en la aurícula izquierda de un paciente. El aparato comprende un balón que es expansible para disponer elementos de ablación, que pueden ser antenas de microondas, en contacto con el tejido de destino.

US 2003/0069620 describe un catéter de balón en el cual un elemento calefactor queda cubierto por el balón, y se conduce calor al tejido en contacto con el balón expandido a través un fluido en el balón y el propio balón.

45 Descripción de la invención

50 La presente invención busca solucionar los problemas asociados al tratamiento del esófago disponiendo un nuevo aparato de tratamiento. La presente invención propone el uso de radiación de microondas para producir un daño térmico controlado alrededor del interior del esófago, el cual puede actuar para evitar el reflujo ácido. En toda esta memoria se utiliza "microondas" para definir el intervalo de frecuencias de 5 GHz a 60 GHz. En la práctica, la gama de frecuencias preferida para utilizarse en la presente invención es entre 14 GHz y 15 GHz. En una realización específica que se describe a continuación se utiliza una única frecuencia de 14,5 GHz.

55 De acuerdo con la invención, se dispone una sonda que presenta una configuración de acceso en la que es insertable en un esófago y una configuración de tratamiento en la que es accionable para tratar una zona de tejido de la pared del esófago con radiación de microondas, presentando la sonda: un sustrato flexible; uno o más elementos radiantes sobre el sustrato flexible; una estructura de alimentación dispuesta para energizar el (los) elemento(s) radiante(s), provocando así que el (los) elemento(s) radiante(s) emita(n) radiación de microondas; y medios de despliegue dispuestos para transferir la sonda de su configuración de acceso a su configuración de tratamiento, en el que la estructura de alimentación incluye un conductor a tierra en el sustrato flexible, y el (los) elemento(s) radiante(s) comprende(n): (i) una pluralidad de parches conductores dispuestos en combinación con el conductor a tierra para conducir corriente alterna (CA), presentando cada parche conductor una dimensión de longitud o anchura mayor que es media longitud de onda de la radiación de microondas conducida por la estructura

de alimentación cuando está cargada por el tejido a tratar; o bien (ii) una pluralidad de ranuras no conductoras formadas en una o más bandas conductoras, estando dispuesta cada banda conductora en combinación con el conductor a tierra para conducir corriente alterna (CA), y en el que, en la configuración de tratamiento, el (los) elemento (s) radiante(s) está(n) dispuesto(s) para suministrar hacia fuera un campo de radiación substancialmente uniforme para transferir energía principalmente por radiación a la zona de tejido de la pared del esófago a tratar.

La frecuencia de radiación de microondas utilizada en la invención se selecciona preferiblemente para permitir que el mecanismo de transporte de energía dominante entre la sonda y la pared del esófago sea la radiación (es decir, la conducción preferiblemente se minimiza). La profundidad de penetración de la radiación en el tejido afecta al grado de daño térmico controlado. Para el tratamiento de la pared del esófago, la profundidad de penetración de la necrosis tisular (daño térmico) es preferiblemente menor de 5 mm y más preferiblemente entre 1 y 2 mm. Físicamente el esófago comprende una capa superficial externa de entre 0,5 y 0,8 mm de espesor y una capa muscular de alrededor de 0,3 mm de espesor. Éste será especialmente el caso en el que entre la superficie radiante de la sonda y la superficie del tejido de tratamiento hay presente material con pérdida. Por ejemplo, la interfaz puede llenarse con aire, fluido corporal o una solución salina. En la configuración de tratamiento, es preferible que los elementos radiantes queden en contacto con el tejido a tratar o muy cerca del mismo (por ejemplo, 1 mm o menos). Una distancia superior a 1 mm puede significar que la energía suministrada por los elementos radiantes se reduzca demasiado para ser de utilidad en el tratamiento.

Preferiblemente, la frecuencia de la radiación de microondas se selecciona para que proporcione la profundidad de penetración deseada. Para el uso en el esófago se utiliza una radiación de microondas que tiene una frecuencia de entre 14 y 15 GHz. Más preferiblemente, se utiliza una radiación de microondas que tiene una frecuencia de 14,5 GHz. La profundidad de penetración de la radiación de microondas que tiene esta frecuencia (definida como la distancia en el tejido en la cual la energía de radiación se reduce a 1/e (aproximadamente un 37%) de la energía inicial suministrada) es de 1,7 mm para el esófago. Este valor se calcula utilizando modelos y datos de "An Internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz" IFAC-CNR, Florencia, Italia, 1997-2002 (en <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>).

Otra ventaja del uso de energía de microondas de alta frecuencia es que, incluso si se requiere también conducción para crear el nivel de daño térmico deseado, el tiempo de tratamiento puede mantenerse pequeño ya que la energía suministrada aumenta con la frecuencia y la sonda puede disponerse para que la impedancia de la fuente coincida con la impedancia de la carga (tejido a tratar).

Preferiblemente, el sustrato incluye un conductor a tierra, en el que la estructura de alimentación está dispuesta para proporcionar corriente alterna (CA) al (a los) elemento(s) radiante(s) y el conductor a tierra. El conductor a tierra está separado preferiblemente de los elementos radiantes, por ejemplo disponiendo una capa de material dieléctrico entre los mismos. El conductor a tierra también puede encontrarse en el mismo plano que los elementos radiantes, dispuestos para proporcionar una antena de guía de ondas coplanaria, de modo que las líneas de radiación son entre el conductor a tierra y el conductor de señal, que se encuentran en la misma superficie.

La estructura de alimentación puede incluir un cable coaxial dispuesto para proporcionar la energía a los elementos radiantes. La energía se suministra preferiblemente a través de la estructura de alimentación como corriente alterna (CA) a los elementos radiantes y al conductor a tierra.

Preferiblemente, la estructura de alimentación incluye unas líneas de transmisión para conducir energía a través del sustrato a los elementos radiantes. Preferiblemente, las líneas de transmisión están protegidas para evitar o minimizar el acoplamiento de la radiación a la pared del esófago. Por ejemplo, pueden encontrarse en un plano situado radialmente hacia el interior de los elementos radiantes para evitar el acoplamiento de la radiación de las líneas de transmisión a la pared del esófago. Las líneas de transmisión pueden estar separadas de los elementos radiantes por una capa de material dieléctrico. Puede proporcionarse un acoplamiento electromagnético a través de una capa de material dieléctrico para unir la estructura de alimentación con los elementos radiantes. De este modo, el sustrato puede comprender una estructura de capas que incluya un conductor de señal interior (inferior), por ejemplo, líneas de alimentación, una primera capa dieléctrica que separe el conductor interior del conductor conectado a tierra, y una segunda capa dieléctrica que separe las líneas de alimentación desde un conductor exterior (superior) (por ejemplo, antenas de parches). La primera y la segunda capa dieléctrica pueden estar formadas a partir del mismo o distinto material, por ejemplo, la primera capa dieléctrica puede ser de material Duroid de baja permitividad y la segunda capa dieléctrica puede ser un laminado de alta permitividad. Ejemplos específicos de materiales incluyen materiales de circuito de alta frecuencia de Rogers, por ejemplo, R03003® ($\epsilon_r = 3$) y R03010® ($\epsilon_r = 10,2$).

Preferiblemente, el espesor de la capa entre los elementos radiantes y las líneas de alimentación es tan pequeño como sea posible con el fin de acoplar la máxima energía a los parches de las antenas radiantes. También puede ser preferible que la permitividad relativa del material dieléctrico entre los parches radiantes y las líneas de

alimentación sea mayor que la permitividad relativa del material entre el plano de tierra y las líneas de alimentación con el fin de concentrar el campo.

5 Es preferible que el sustrato presente una característica de baja pérdida en la frecuencia de interés para garantizar que la energía de microondas no se pierda en el material de sustrato y que el material de sustrato no se caliente excesivamente. La pérdida de sustrato puede describirse mediante la propiedad $\tan\delta$, que es la relación entre la energía disipada y la energía almacenada. Por ejemplo, un material de baja pérdida puede presentar una $\tan\delta$ menor de 0.0001 a la frecuencia de interés.

10 Los elementos radiantes pueden estar formados en, o sobre, o unidos a la capa de material dieléctrico en el sustrato. Preferiblemente, cada elemento radiante comprende un parche de antena montado sobre la capa de material dieléctrico. De este modo, el sustrato puede incluir una capa de, por ejemplo, un material dieléctrico de microondas flexible de baja pérdida que separe dos conductores, por ejemplo, un conductor interior y exterior. El conductor exterior puede estar adaptado para la fabricación de matrices de antenas de parches.

15 Por lo tanto, la presente invención proporciona preferiblemente radiación de microondas a una frecuencia súper alta (SHF) (comúnmente definida como el intervalo entre 3 GHz y 15 GHz) a través de la estructura de alimentación para energizar una pluralidad de antenas de parches radiantes. Preferiblemente, los parches de antenas adyacentes se encuentran muy cerca entre sí para proporcionar un campo uniforme para facilitar el efecto de calentamiento uniforme de los tejidos alrededor de la circunferencia del esófago. En este sentido, la dimensión mayor (longitud o anchura) de cada antena de parches es preferentemente la mitad de la longitud de onda cargada (λ_L), donde la longitud de onda cargada es función de la permitividad relativa del material del sustrato, la permitividad relativa de la tejido biológico, y la frecuencia de funcionamiento.

25 Preferiblemente, los centros de los parches de antena adyacentes están separados entre sí por una λ_L . Esto ayuda a garantizar que el campo emitido sea sustancialmente uniforme entre la sonda y el tejido circundante a tratar.

30 Preferiblemente, la frecuencia elegida y el tejido/carga dieléctrica permite que los tamaños de los parches sean lo suficientemente pequeños como para producir una ablación del tejido o daño térmico uniforme. De este modo, la frecuencia de la radiación, y la impedancia de la sonda (dispositivo de alimentación total) pueden seleccionarse y, en su caso, regularse de acuerdo con las circunstancias particulares de uso, de modo que se produzca un campo uniforme en la profundidad de penetración de la radiación en el tejido. La distribución de energía para una configuración determinada puede modelarse utilizando programas de análisis de elementos finitos, por ejemplo, tecnología de simulación por ordenador (CST), en la que los campos eléctricos se dividen en una serie de elementos finitos.

40 La impedancia de la estructura de alimentación depende de su geometría. Por ejemplo, si se utiliza una línea de microbandas con una anchura de alimentación w y una altura de sustrato (protección dieléctrica) h y una permitividad relativa ϵ_r , la impedancia (Z_0) para una banda estrecha ($w/h < 3,3$) viene dada por:

$$Z_0 = \frac{119,9}{\sqrt{2(\epsilon_r + 1)}} \left(\ln \left(4 \frac{h}{w} + \sqrt{16 \left(\frac{h}{w} \right)^2 + 2} \right) \right)$$

y para una banda ancha ($w/h > 3,3$) viene dada por

$$Z_0 = \frac{\frac{119,9\pi}{2\sqrt{\epsilon_r}}}{\frac{w}{2h} + \frac{\ln 4}{\pi} + \frac{\ln(e\pi^2/16)}{2\pi} \left(\frac{\epsilon_r - 1}{\epsilon_r^2} \right) + \frac{\epsilon_r + 1}{2\pi\epsilon_r} \left(\ln \left(\frac{e\pi}{2} \right) + \ln \left(\frac{w}{2h} + 0,94 \right) \right)}$$

45 Por otra parte, si la línea de alimentación es un cable coaxial, entonces la impedancia viene dada por:

$$Z_0 = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{b}{a}$$

donde a es el diámetro exterior del conductor interior y b es el diámetro interior del conductor exterior.

Preferiblemente, la estructura de alimentación está dispuesta para hacer que los campos electromagnéticos emitidos por parches conductores adyacentes sean ortogonales entre sí. De este modo, los parches adyacentes preferiblemente irradian a lo largo de bordes que son ortogonales entre sí. Esto ayuda a facilitar el efecto de campo uniforme sobre toda la superficie de tratamiento. Los campos electromagnéticos ortogonales pueden producirse variando la posición del punto de conexión entre la estructura de alimentación y parches conductores adyacentes.

En una disposición preferida, el sustrato comprende una lámina flexible. Por ejemplo, el sustrato puede incluir una hoja laminada que presente una capa conductora superior e inferior separadas por una capa dieléctrica. La capa superior puede ser discontinua, es decir, puede comprender una pluralidad de parches conductores discretos. Pueden combinarse dos o más láminas de este tipo de material (que tenga superficies conductoras en uno o ambos lados de una lámina dieléctrica) para formar la estructura de capas descrita anteriormente. Estas estructuras, que presentan capas dieléctricas formadas de polímero líquido cristalino son conocidas, por ejemplo, los materiales de circuitos "R/flex" fabricados por *Rogers Corporation*. Pueden enrollarse estructuras de antena de parches flexibles formadas en láminas para producir tubos de pequeño diámetro adecuados para la inserción a través del esófago (u otros orificios naturales). De este modo una lámina que tenga antenas de parches formadas sobre una de sus superficies puede crear una matriz tubular de esas antenas al enrollarse en un tubo. Puede ser preferible realizar una metalización no continua en ambos lados, es decir, el plano de tierra puede ser discontinuo para permitir una mayor flexibilidad.

La estructura de alimentación puede estar dispuesta de varias maneras para proporcionar energía a los elementos radiantes (por ejemplo, antenas de parches). Por ejemplo, la matriz tubular puede incluir una pluralidad de elementos radiantes conectados en serie a lo largo de una línea de transmisión. Este tipo de configuración puede denominarse "alimentador con fugas" que, en su forma más simple, comprende una línea de transmisión protegida que está expuesta, por ejemplo, a través de unas hendiduras o similares en varios puntos a lo largo de su longitud, de modo que irradia en los puntos expuestos. Cada punto expuesto corresponde, por lo tanto, a un elemento radiante. Es preferible que cada elemento radiante irradie solamente una pequeña fracción de la energía total que lleva la línea de transmisión y que cada elemento irradie la misma cantidad de energía para garantizar una intensidad de campo uniforme a lo largo de la longitud de la línea. La impedancia de cada elemento radiante es preferiblemente menor que la impedancia característica de la línea de transmisión. El tamaño de los elementos adyacentes puede variar progresivamente más adelante para compensar la pérdida de energía debido a la radiación de los elementos radiantes anteriores.

Alternativamente o adicionalmente, la matriz tubular incluye una pluralidad de elementos radiantes conectados en paralelo a través de unas líneas de transmisión. En este caso, es preferible que la impedancia de cada elemento radiante coincida con la impedancia de la línea de transmisión a la que está conectado para asegurar que a los elementos radiantes se les proporciona un campo con una intensidad uniforme. La condición de coincidencia evita que se produzcan reflejos si hay energía incidente. La impedancia puede hacerse coincidir disponiendo un transformador de cuarto de onda situado en la unión entre cada elemento radiante y su línea de transmisión. El transformador de cuarto de onda puede comprender una línea de transmisión de impedancia predeterminada que tenga una longitud $\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$ donde λ_L es la longitud de onda cargada. La longitud de onda cargada es típicamente

función de la frecuencia de funcionamiento y la permitividad relativa del material del sustrato y la permitividad relativa del tejido biológico (cuando los elementos radiantes están en contacto con ese tejido). Esto puede utilizarse, por ejemplo, cuando todas las líneas de transmisión tienen un valor de impedancia común. Cuando la impedancia de las líneas de transmisión varía, el transformador de cuarto de onda puede incluir una línea de transmisión de longitud $\lambda_L/4$, cuya impedancia se selecciona, por ejemplo, mediante cálculo para hacer que la impedancia coincida entre las estructuras a conectar. Esta teoría es convencional, por ejemplo descrita por Gang y otros, en el Capítulo 12 de "*Microstrip Antenna Design Handbook*" (publicado en 2001 por Artech House).

La estructura de alimentación puede comprender una serie en cascada de empalmes de circuito, comprendiendo cada uno la división de una única línea de transmisión en dos o más ramificaciones, y en el que cada ramificación de la serie en cascada termina en un elemento de radiación (por ejemplo, antena de parches). Preferiblemente, en cada empalme de circuito se dispone una adaptación de impedancia, por ejemplo disponiendo un transformador de cuarto de onda. Por ejemplo, si se tiene que dividir una línea de alimentación de 50Ω en siete parches conductores paralelos cada uno con una impedancia de 14Ω , la impedancia de salida total sería de $14/7 = 2 \Omega$, de modo que un transformador de cuarto de onda requeriría una impedancia de

$$Z_{\text{trans}} = \sqrt{(Z_{\text{in}}Z_{\text{out}})} = \sqrt{(50 \times 2)} = \sqrt{100} = 10 \Omega$$

Preferiblemente, la sonda incluye por lo menos 5 elementos radiantes sobre el sustrato. Cuanto mayor es el número de elementos radiantes, más probable es que se produzca un daño térmico uniforme. La sonda puede proporcionar,

por lo tanto, una sección activa (radiante) de un tamaño (útil) apropiado para radiar toda una zona de tratamiento con la radiación uniforme simultáneamente.

5 Los elementos radiantes pueden hacer contacto con el tejido a tratar. Sin embargo, se prefiere que el mecanismo de transferencia de energía principal sea radiación (es decir, la transferencia de energía debido a la conducción se minimiza convenientemente). Preferiblemente, los elementos radiantes presentan un recubrimiento biocompatible. Más preferiblemente, tanto la matriz de antenas de parches radiantes como el conductor (interior o inferior) de retorno (es decir, el conductor a tierra) están cubiertos por un material biocompatible. Esto puede conseguirse aplicando a la estructura un revestimiento de conformación, por ejemplo de parileno C. Es preferible aplicar un recubrimiento menor de 100 μm , y más preferible aplicar un espesor de revestimiento de aproximadamente 10 μm de modo que la capa biocompatible sea transparente a la energía de microondas.

15 El (los) elemento(s) radiante(s) puede(n) proporcionarse en forma de guía de ondas coplanaria. Aquí, el conductor a tierra y (los) elemento(s) radiante(s) se encuentra(n) en el mismo lado del sustrato. Por ejemplo, puede formarse una banda conductora (por ejemplo, realizada en metal) en un lado del sustrato y conectada a la estructura de alimentación para recibir una señal de excitación. La banda conductora puede estar rodeada en ambos lados por bandas conductoras a tierra que provoquen que la transmisión sea en un modo cuasi-TEM.

20 La ventaja de esta estructura sobre estructuras coplanarias convencionales es que en el sustrato entra mucho menos campo. Además, la naturaleza abierta de la estructura tiene como resultado que se transmita una gran cantidad de radiación entre el centro de la banda y los conductores a tierra adyacentes. Aunque normalmente se trata de una característica indeseable para una línea de transmisión convencional donde el objetivo es transmitir tanta energía como sea posible de una fuente a una carga adaptada, esta característica es muy conveniente para la presente solicitud, por lo que es deseable que en el tejido biológico entre la mayor cantidad de radiación que sea posible. Una ventaja adicional de esta estructura es que no se requiere el plano de tierra en el lado inferior del sustrato, lo que significa que la estructura puede ser más flexible.

25 En la disposición de guía de ondas coplanaria descrita anteriormente, debe dominar el material (sustrato o esófago) que tenga la mayor permitividad relativa, es decir, los mayores campos (energía) se encontrarán en el interior del material con la mayor permitividad relativa.

30 El sustrato puede incluir una sección tubular que sea expansible radialmente desde la configuración de acceso a la configuración de tratamiento, encontrándose el (los) elemento(s) radiante(s) en la sección tubular de manera que, en funcionamiento, en la configuración de tratamiento, se encuentran muy cerca o en contacto con la zona de tejido de la pared del esófago a tratar. Preferiblemente, la sección tubular es un balón quirúrgico inflable. Por ejemplo, puede utilizarse un balón lleno de agua en el que la estructura de alimentación de microondas se combine con el canal a través del cual se bombea el agua. El balón quirúrgico puede ser de tipo convencional, por ejemplo realizado en nailon, PVC, PET o poliuretano. Los elementos radiantes pueden formarse (por ejemplo, unirse o depositarse) en la superficie del balón. Alternativamente o adicionalmente, la superficie del balón puede ser o incluir una capa de una lámina conformada para crear los elementos radiantes.

35 Preferiblemente el balón puede inflarse desde una configuración de acceso en la que su diámetro es de 12 mm o menos (por ejemplo, aproximadamente 0,5 mm) a una configuración de tratamiento en la que su diámetro es de un tamaño adecuado para el tubo hueco que se trata (por ejemplo el esófago). Por ejemplo, el balón puede inflarse a un diámetro de hasta 50 mm, preferiblemente hasta 20 mm.

40 Para inflar el balón puede utilizarse aire, pero se prefiere el agua ya que se requiere menos presión para el inflado y hay menos riesgo de daño para el paciente en caso de que el balón se rompa. El balón puede llenarse con agua o aire utilizando una jeringuilla con un medidor de presión, y esta disposición puede utilizarse para inflar y desinflar el balón.

45 Cualquiera de la estructura de antena ranurada ("alimentador con fugas"), la guía de ondas coplanaria o la estructura de antena de parches conductores definidas anteriormente puede fabricarse sobre la superficie del balón para que actúe como elementos radiantes. Por ejemplo, el balón (por ejemplo, sustrato dieléctrico) puede tener una capa a tierra conductora (por ejemplo, de metal) en su superficie interior y unos parches conductores en su superficie exterior. Los parches conductores sobre la superficie exterior pueden ir recubiertos con un material biocompatible.

50 El (los) elemento(s) radiante(s) puede(n) encontrarse en la superficie interior del balón, lo que evita la necesidad de una capa biocompatible adicional o un material conductor biocompatible (por ejemplo acero inoxidable de calidad médica). El balón puede tener dos capas: un material dieléctrico interior y una capa de lámina metálica exterior. Puede fabricarse una antena ranurada eliminando partes de la capa de lámina metálica exterior.

Típicamente, los balones quirúrgicos son alimentados con un medio de inflado (por ejemplo, aire o agua) a través de un tubo. En un desarrollo de la presente invención, los inventores proponen adaptar el tubo de alimentación de modo que simultáneamente puede realizarse la función de la estructura de alimentación para los elementos radiantes. Por ejemplo, el tubo de alimentación puede quedar dispuesto como un cable coaxial, proporcionando capas conductoras en su superficie interior y su superficie exterior. Preferiblemente, el extremo del tubo de alimentación está adaptado de modo que la estructura de suministro coincide en impedancia con los elementos radiantes. Por ejemplo, el extremo del tubo de alimentación puede estar dispuesto como un transformador de cuarto de onda, por ejemplo, que tenga una longitud

$$\frac{(2n-1)\lambda_z}{4}$$

tal como se ha explicado anteriormente.

Puede disponerse un transformador de adaptación de impedancia en el extremo proximal o en el extremo distal del tubo de alimentación coaxial, o en ambos. Esto puede resultar ventajoso debido al hecho de que puede utilizarse un conducto de alimentación de agua estándar con una capa de metalización en las paredes del tubo para formar el cable coaxial de microondas. También puede ser ventajoso seleccionar una impedancia que proporcione la menor pérdida de energía. También puede ser posible tener un transformador de impedancia en el extremo proximal solo y seleccionar una impedancia característica tal que la impedancia se adapte en el extremo distal entre la alimentación coaxial y la(s) sonda(s) radiante(s) no es (son) necesaria(s).

En otra disposición, la estructura de alimentación puede comprender un cable semirrígido (cable de alimentación) que termine en un elemento de parche flexible (denominado en lo sucesivo "paleta"). Los elementos radiantes pueden estar fabricados o montados en la paleta. Puede haber un "alimentador con fugas" o una matriz de parches conductores tal como se ha descrito anteriormente. Preferiblemente, la paleta puede moverse respecto al cable de alimentación desde una posición alineada adecuada para la inserción, por ejemplo en el esófago, hasta una posición transversal en la que se dispongan los elementos radiantes en una posición adecuada para el tratamiento. Por ejemplo, la paleta puede comprender un elemento alargado que sea sustancialmente paralelo al cable de alimentación en la posición alineada pero quede formando un ángulo (por ejemplo, hasta 90°) respecto al cable de alimentación en la posición transversal. Los medios de despliegue en este caso están dispuestos para transferir la paleta de la posición alineada a la posición transversal. Los medios de despliegue pueden incluir un alambre de control (mecánico) que presente un extremo, por ejemplo unido a un extremo distal de la paleta, y su otro extremo que pueda sobresalir desde el esófago para que sea accesible al usuario. Puede utilizarse un alambre de nitinol para abrir y cerrar la estructura de paleta. En una realización particular, la paleta radiante puede unirse al alambre de nitinol y el alambre de nitinol puede utilizarse como elemento de memoria para recordar la forma requerida en el interior del cuerpo. Puede utilizarse una pluralidad de paletas dentro de la estructura de balón radiante descrita anteriormente para garantizar que cada uno de los elementos radiantes produzca una radiación uniforme a lo largo de la longitud del elemento para producir un daño térmico uniforme.

Los elementos radiantes pueden comprender uno o más monopolos. Por ejemplo, puede disponerse un monopolo, por ejemplo, en el extremo distal de la paleta descrita anteriormente para proporcionar un campo de microondas orientable por el usuario dentro del esófago. Alternativamente, el cable de alimentación puede terminar en una pluralidad de monopolos. Preferiblemente, la pluralidad de monopolos está formada por tramos individuales de cable coaxial. En la configuración de acceso, estos tramos de cable coaxial preferiblemente están sustancialmente alineados con el cable de alimentación. Preferiblemente, los monopolos están dispuestos para abrirse en una matriz circunferencial para tratar la pared del esófago. En otras palabras, los tramos de cable coaxial forman un ángulo con el cable de alimentación en la configuración de tratamiento. Los monopolos pueden quedar dispuestos alrededor de una parte o toda la circunferencia. Preferiblemente, los extremos distales de los monopolos son redondeados para evitar daños al tejido.

Otro problema que trata la presente invención es cómo acceder a la zona de tratamiento. Es deseable evitar la cirugía abierta. Por lo tanto, es preferible que la sonda de la presente invención se inserte con un endoscopio o formando parte de éste. Por ejemplo, la matriz de antenas de parches flexible descrita anteriormente puede montarse en un cable de alimentación coaxial flexible (o semi-flexible) para su inserción en el esófago a través de un tubo endoscópico (o el canal del instrumento). Igualmente, la posición alineada de las disposiciones de monopolos o paletas está adaptada para permitir la inserción a través de un endoscopio.

Preferiblemente, la sonda presenta una configuración de acceso adecuada para la colocación de la sonda en un lugar de tratamiento y un mecanismo de apertura/cierre para cambiar (por ejemplo, provocando su transformación física) la sonda entre la configuración de acceso y la configuración de tratamiento. Por ejemplo, en la configuración de acceso, la sonda puede ser insertable a través de un endoscopio. La sonda presenta preferiblemente un diámetro adecuado para la inserción en la garganta (por ejemplo, a través de la boca o la nariz) hacia el esófago.

Preferiblemente, el diámetro es menor de 5 mm, más preferiblemente menor de 3 mm. Para encajar en el interior de un tubo endoscópico, el diámetro preferiblemente es de 2,8 mm o menos para permitir el uso de un endoscopio estándar.

5 Tal como se ha indicado anteriormente, la sonda puede ir unida a un extremo de un cable de alimentación semirrígido flexible (preferiblemente cable coaxial) que está dispuesto para proporcionar energía a la estructura de alimentación de la sonda. El cable de alimentación está configurado preferiblemente para ser adecuado para la inserción a través de un tubo endoscópico. Por lo tanto, su diámetro es preferiblemente menor de 3 mm, más preferiblemente entre 2,2 y 2,8 mm con el fin de que sea lo suficientemente pequeño como para caber en el interior de un tubo endoscópico convencional pero lo suficientemente grande como para llevar la energía necesaria a la sonda con una cantidad mínima de pérdida de energía a lo largo del cable. El cable de alimentación tiene una longitud preferiblemente de 0,5 a 1,5 m.

15 La sonda preferiblemente es conmutable de manera controlable entre la configuración de acceso y la configuración de tratamiento. El sustrato preferiblemente es radialmente expansible de la configuración de acceso a la configuración de tratamiento de manera que, cuando está en uso, en la configuración de tratamiento, la pluralidad de elementos radiantes quedan muy cerca o en contacto con la pared del esófago. Esto puede mejorar la eficacia del tratamiento porque el campo generalmente es más uniforme más cerca de los elementos radiantes.

20 El sustrato radialmente expansible puede obtenerse utilizando el tubo flexible (que comprende una lámina enrollada) descrito anteriormente. El tubo flexible puede montarse sobre una barra portante que, por ejemplo, vaya unida al cable de alimentación semirrígido, presentando el tubo flexible unas ranuras axiales en su superficie, cuyas ranuras definen bandas de sustrato entre las mismas que pueden moverse radialmente hacia fuera cuando los extremos del tubo se mueven axialmente unos hacia los otros. La sonda puede tener de este modo un aspecto parecido a una lámpara china, en la que moviendo los extremos axiales del tubo flexible unos hacia los otros se provoca que las bandas independientes que los unen sobresalgan hacia afuera. Los elementos radiantes se encuentran situados preferiblemente en la mitad de las bandas de manera que se encuentran en el punto radialmente más extendido.

30 Preferiblemente, el mecanismo de apertura/cierre incluye una parte de control axialmente móvil dispuesta para mover entre sí los extremos axiales del tubo de sustrato. El mecanismo puede controlar, por lo tanto, la apertura y el cierre de la estructura de lámpara china. El mecanismo de apertura/cierre puede ir montado, por ejemplo, en el tubo portador o en el cable de alimentación semirrígido.

35 En una disposición alternativa, el tubo flexible puede montarse en la barra portante sobre uno o más elementos radialmente extensibles que están dispuestos para empujar el tubo hacia fuera desde un estado plegado en la configuración de acceso a un estado expandido en la configuración de tratamiento. El tubo flexible puede tener unas zonas definidas, por ejemplo líneas de debilitamiento, donde es más probable que se pliegue o se doble. Las líneas de debilitamiento pueden estar dispuestas para proporcionar una configuración plegada uniforme, por ejemplo, simétrica, para el tubo flexible en su estado plegado. El tubo flexible puede ser elásticamente expansible.

40 Los elementos radialmente extensibles pueden ser muelles unidos a la barra portante, y el mecanismo de apertura/cierre puede incluir una parte de control desplazable axialmente unida a los muelles que esté dispuesta para controlar la distancia radial que se extienden los muelles alejándose de la barra portante. Por lo tanto, los muelles pueden empujar hacia el exterior de manera controlable contra el tubo flexible contraído para provocar que se mueva hacia su estado expandido. El tubo flexible preferiblemente es impulsado a su estado contraído de modo que al retirarse los muelles, el tubo flexible vuelve su estado contraído. Otra disposición puede comprender una pluralidad de casquillos (preferiblemente dos) y unos cables o cuerdas de tracción. Los cables de tracción están dispuestos preferiblemente para mover los casquillos respecto al cable de alimentación. Preferiblemente, éstos van montados coaxialmente en ese cable. Las antenas de parches pueden disponerse sobre unos muelles radialmente extensibles unidos a la barra portante y que pueden apretarse mediante el casquillo. De este modo, los muelles pueden apretarse por medio de un primer casquillo cuando la sonda se encuentra en la configuración de acceso. Cuando se encuentra en la posición de tratamiento, el primer casquillo puede moverse respecto a la barra portante mediante los cables de tracción para liberar los muelles de modo que los elementos radiantes (antenas de parches) se muevan hacia una configuración de tratamiento. Después del tratamiento, puede moverse un segundo casquillo respecto a la barra portante para apretar los muelles de nuevo con el fin de permitir extraer la sonda. Los casquillos preferiblemente empujan los muelles para que presenten una extensión radial menor que cuando se encuentran en la configuración de tratamiento. Estos casquillos están realizados preferiblemente en un material no metálico. Los muelles donde van montados los elementos radiantes están realizados preferiblemente en nitinol. Los cables de tracción también pueden estar realizados en un material no metálico y pueden colocarse dentro de otro casquillo que discurra a lo largo del cable de alimentación. Esto puede evitar que cables sueltos provoquen problemas.

El mecanismo para abrir y cerrar de manera controlable la sonda proporciona otro aspecto independiente de la presente invención. Por consiguiente, este aspecto puede proporcionar un dispositivo para expandir radialmente un

sustrato tubular flexible, cuyo sustrato está fijado a una barra que se extiende axialmente y presenta una matriz de parches de antena montados en su superficie exterior, en el que el dispositivo incluye: medios de accionamiento montados en la barra; y un casquillo axialmente desplazable montado en la barra, pudiéndose mover el casquillo a lo largo de la barra a través de los medios de accionamiento para provocar la expansión radial de la matriz tubular.

5 Preferiblemente, los medios de excitación incluyen una bobina de alambre alrededor de la barra y una fuente de alimentación para llevar corriente a la bobina. La corriente en la bobina produce un campo magnético que se utiliza preferiblemente para producir el movimiento axial requerido para abrir la matriz tubular. Por ejemplo, la bobina puede ir montada en un alojamiento que esté fijado a la barra, superpuesto con el casquillo, de modo que el casquillo pueda moverse por una fuerza debida al campo magnético producido cuando la corriente pasa a través de la bobina. 10 Preferiblemente, el casquillo está situado entre la bobina y la barra, y tiene una permeabilidad relativa (μ_r) mayor que la barra. En este caso, el casquillo actúa de multiplicador de flujo; los diferentes efectos del campo magnético sobre éste en comparación con la barra hacen que el mismo se desplace a lo largo de la barra. El casquillo puede estar realizado en cualquier material siempre que tenga una μ_r mayor que la barra. Puede utilizarse acero.

15 Alternativamente, la bobina puede fabricarse sobre una placa de circuito impreso (PCB) flexible, es decir, una placa de circuito que tenga un sustrato flexible y preferiblemente delgado. Esto puede permitir que el espesor del dispositivo sea inferior a una bobina de alambre convencional. También puede permitir aumentar la densidad de bobinado. La bobina de PCB puede construirse fabricando una serie de líneas paralelas sobre la superficie del sustrato, quedando cada línea desplazada de la adyacente por la anchura de una línea. Las líneas podrían estar unidas entre sí eléctricamente por ejemplo por soldadura o por medios mecánicos conductores para formar una bobina continua o un bobinado solenoidal. 20

Preferiblemente, el dispositivo puede insertarse a través de un endoscopio. Tal como se ha explicado anteriormente, en términos convencionales, esto significa que preferiblemente tiene un diámetro exterior máximo de 2,8 mm. 25

Preferiblemente, el dispositivo incluye medios de guía dispuestos para provocar la expansión radial del sustrato flexible, por ejemplo, en el caso en que el sustrato flexible se dispone en un estado contraído (no expandido). Los medios de guía pueden incluir unos elementos radialmente extensibles acoplados al casquillo y dispuestos para extenderse radialmente hacia afuera cuando el casquillo se mueve en una primera dirección a lo largo de la barra con el fin provocar que el sustrato flexible se expanda. Los elementos radialmente extensibles pueden ser muelles de láminas unidos a la barra y que se extiendan a lo largo de la misma, de manera que el movimiento del casquillo en el primer sentido permita que los muelles se extiendan radialmente alejándose de la barra, y el movimiento del casquillo en un segundo sentido contrario al primer sentido tire de los muelles de nuevo hacia la barra. Es posible también una disposición que utilice alambre de nitinol para controlar los muelles. 30 35

Alternativamente, puede disponerse un mecanismo de apertura/cierre manual. Por ejemplo, puede insertarse una segunda barra en el endoscopio junto a la barra que lleva los elementos radiantes. La segunda barra puede tener un extremo distal unido a los elementos radiantes de modo que puedan disponerse en la configuración de tratamiento cuando la segunda barra se desplaza respecto a la barra portante. 40

El conjunto del aparato de tratamiento proporciona un aspecto adicional de la presente invención. De acuerdo con este aspecto, se dispone un aparato para la ablación de tejido de la pared del esófago, incluyendo el aparato: una fuente controlable de radiación de microondas que tiene una frecuencia de salida estable; una sonda conectada a la fuente de radiación de microondas, presentando la sonda una disposición de antenas (por ejemplo, tal como se ha descrito anteriormente) adecuada para la inserción en el esófago y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas; y un controlador dispuesto para controlar la cantidad de energía suministrada por la radiación de microondas al tejido a tratar. El aparato está así dispuesto preferiblemente para proporcionar un suministro controlable de energía de microondas a la sonda con el fin de que se emita un campo de radiación estable (uniforme) para el tratamiento de la pared del esófago. 45 50

La sonda es preferiblemente una sonda de acuerdo con el primer aspecto descrito anteriormente. En otras palabras, la sonda puede insertarse preferiblemente en el esófago y está conformada para emitir un campo de radiación de microondas que penetra en la pared del esófago para permitir producir una zona de daño térmico controlado. 55

Preferiblemente, el controlador incluye una unidad de control dispuesta para generar una dosis de energía objetivo (cantidad total de energía suministrada en el tiempo) a suministrar a la pared del esófago. La dosis de energía objetivo puede ser seleccionable para producir un daño térmico a la capa de la superficie de la pared del esófago. Preferiblemente, la dosis de energía objetivo se selecciona para provocar ablación o daño térmico controlado a la pared del esófago. En otras palabras, pueden suministrarse diferentes tipos de tratamiento seleccionando una dosis de energía objetivo. Además, el tipo de tratamiento puede refinarse adicionalmente una vez que se establece la dosis, por ejemplo seleccionando una configuración particular de impulsos de energía para suministrar la dosis. Por ejemplo, para llevar a cabo un tratamiento de "reflujo esofágico", la unidad de control puede seleccionar o calcular 60

una dosis de energía objetivo y un tren de impulsos previamente programado para entregar esa dosis. La unidad de control puede tener en cuenta diferentes factores, tales como por ejemplo, el diámetro de esófago, la estructura de la pared del esófago (que puede depender de la edad, el estilo de vida, etc.) cuando se genera la dosis de energía objetivo.

5 Preferiblemente, el controlador está dispuesto para asegurar que la dosis de energía objetivo se suministre a la pared del esófago. Preferiblemente, el controlador incluye un detector para detectar un nivel de energía de radiación de microondas proporcionada a la sonda, utilizándose el nivel de energía detectada para calcular la cantidad de energía suministrada a la pared del esófago. El detector puede incluir un acoplador direccional directo para detectar la energía emitida desde la fuente de radiación de microondas a la sonda. El detector puede incluir, además, un acoplador direccional inverso para detectar la energía reflejada desde la pared del esófago de nuevo a través de la sonda. La energía suministrada a la pared del esófago puede corresponder, por lo tanto, a la diferencia entre la radiación incidente suministrada a la sonda y la radiación reflejada detectada en el acoplador direccional inverso. El controlador está dispuesto preferiblemente, por lo tanto, para calcular la energía suministrada a la pared del esófago con el fin de garantizar que se entregue la dosis de energía objetivo. La diferencia entre la energía incidente y la reflejada se denomina típicamente energía "neta" suministrada al tejido objetivo.

20 El controlador también está dispuesto preferiblemente para asegurar que el nivel de energía de salida sigue el nivel de energía demandada dentro de un límite de error especificado para compensar una variación de energía de salida por ejemplo debido a una variación de la temperatura. El controlador también puede estar dispuesto para medir condiciones de fallo (por ejemplo, desconexión del cable de alimentación, desconexión de la antena (sonda), rotura del cable, energía de salida superior a la demanda, variaciones de suministro de energía o bajada de los carriles de tensión); para poder indicar que se ha producido un error; y, en su caso, adoptar las medidas correctivas, por ejemplo, detener la producción de energía. Puede utilizarse un segundo controlador (o microprocesador) para controlar dichas condiciones de fallo; denominándose a menudo dicho segundo controlador "guardián".

30 El aparato incluye preferiblemente un amplificador de potencia conectado entre la fuente de radiación de microondas y la sonda, estando dispuesto el amplificador de potencia para aumentar un nivel de energía de salida de la fuente a un nivel de energía adecuado para el tratamiento del tejido. La fuente de microondas puede ser de cualquier tipo que suministre una frecuencia estable. Preferiblemente la frecuencia se encuentra contenida dentro de la región del espectro electromagnético conocida como región de frecuencias súper altas (SHF), por ejemplo, 14-15 GHz. La frecuencia suministrada es estable, limitada preferiblemente a una banda de unos pocos kHz (por ejemplo, un ancho de banda de 10 kHz). La fuente de microondas puede derivar su señal estable de una fuente de referencia estable, por ejemplo, un oscilador de cristal estable a la temperatura con una frecuencia fija, por ejemplo, en el rango entre 1 y 100 MHz, preferiblemente de 5 a 50 MHz. Preferiblemente, la fuente de microondas es un oscilador con resonador dieléctrico (DRO) de enganche de fase. Típicamente, la energía de salida de dichos osciladores estables no es lo suficientemente alta como para producir un efecto sobre el tejido de la pared del esófago. Por lo tanto, es necesario amplificar la energía entre la fuente y la sonda de tratamiento.

40 Con el fin de determinar con precisión el nivel de energía suministrada al tejido a tratar, la amplificación preferiblemente se controla cuidadosamente mediante el controlador. Preferiblemente, el controlador incluye un regulador de nivel de energía para controlar el nivel de energía de salida de la fuente que se proporciona a la entrada del amplificador de potencia. El amplificador de potencia puede tener una ganancia fija (por ejemplo 50 dB), de modo que controlando (y preferiblemente variando, en caso necesario) el nivel de energía de entrada es una manera de controlar el nivel de energía de salida del amplificador de potencia. El amplificador de potencia puede tener una ganancia variable. Alternativamente o adicionalmente, puede controlarse la fuente de alimentación a los transistores individuales con el fin de variar la ganancia, aunque existen límites a la gama de regulación posible con esta técnica.

50 El configurador del nivel de energía puede disponerse para determinar el nivel de energía de salida de la fuente que se proporciona a la entrada del amplificador de potencia en base al nivel de energía de radiación detectado que se proporciona a la sonda.

55 Alternativamente, el configurador del nivel de energía puede disponerse para determinar el nivel de energía de salida de la fuente que se proporciona a la entrada del amplificador de potencia comparando el nivel detectado de potencia con un nivel de energía objetivo derivado de la dosis de energía objetivo.

60 Preferiblemente, el configurador del nivel de energía incluye un atenuador de señal para variar el nivel de energía de entrada al amplificador de potencia. El nivel de atenuación del atenuador de señal es, preferiblemente, controlable por el controlador en base a cualquier diferencia entre el nivel de energía objetivo calculada a partir de la dosis de energía objetivo, y un nivel de energía de la radiación detectada que se envía a la pared del esófago.

El aparato puede incluir un control de energía reflejada dispuesto para reconocer determinados comportamientos en una señal reflejada recibida de nuevo desde la antena y permitir tomar una acción automáticamente en respuesta al comportamiento reconocido. El comportamiento de la señal puede ser indicativo de una afección del tejido a tratar. Por ejemplo, la señal puede indicar que la impedancia del tejido no está variando, lo que puede significar que la energía suministrada es suficiente para un tratamiento eficaz. El nivel de energía puede aumentarse automáticamente o manualmente en respuesta a este comportamiento reconocido. En otro ejemplo, esta disposición puede utilizarse para reducir o evitar el fenómeno de 'expulsión' de tejido que puede producirse durante el tratamiento. Se cree que la 'expulsión' o 'aparición' de tejido está producida por la presión que se acumula en el lugar del tejido donde se inserta un instrumento quirúrgico que emite energía (por ejemplo, la sonda). La combinación de presión y energía del instrumento pueden producir que se extraigan pequeños fragmentos de tejido del sitio de tratamiento.

El comportamiento de la energía reflejada puede indicar con antelación cuándo está a punto de producirse un evento de expulsión. Puede ser posible evitar que se produzca el evento de expulsión si se toma una acción apropiada en respuesta a la conducta relevante.

De este modo el control de la energía reflejada puede disponerse para detectar un evento característico en las señales reflejadas detectadas por el detector de radiación reflejada, y puede conectarse un regulador de nivel de energía entre la fuente y la antena y dispuesto para regular automáticamente el nivel de energía de la señal de radiación de microondas recibida por la antena si el control detecta un evento característico.

El evento característico puede ser cualquier comportamiento detectable en la señal reflejada. Por ejemplo, puede tratarse de una cierta tasa de variación de la energía reflejada o un nivel constante de energía reflejada para un intervalo de tiempo o duración determinada. El evento característico puede derivarse del comportamiento en la energía reflejada, por ejemplo, la energía reflejada puede utilizarse para determinar variaciones de la impedancia del tejido; estos cambios pueden indicar el evento característico. Si la disposición detecta un evento que indica que la antena se encuentra en un lugar durante demasiado tiempo (por ejemplo, se detecta una tensión constante indicativa de un estado bien adaptado) a continuación, la energía puede reducirse para reducir o evitar el daño colateral.

El control de la energía reflejada puede disponerse para detectar un pico de tensión rápido en la señal reflejada. Por ejemplo, el control puede incluir un diferenciador dispuesto para medir un valor de dv/dt (variación de la tensión con el tiempo) para las señales reflejadas. El diferenciador puede estar dispuesto para comparar el valor medido con un valor umbral, de modo que el evento característico sea un valor de dv/dt que sea mayor que un umbral. Esta disposición puede utilizarse para detectar un 'expulsión' de tejidos, que los inventores han encontrado que viene precedida por un pico de tensión con una fuerte subida o caída. El aparato puede controlar continuamente la energía reflejada durante el tratamiento y si se detecta el evento característico (valor de dv/dt por encima del umbral), el nivel de energía puede disponerse para reducir inmediatamente el nivel de energía de un primer valor a un segundo valor. De este modo, el aparato puede retirar (o reducir) el nivel de energía tan pronto como se observe la característica (la señal) que se sabe que da lugar a una 'expulsión'. El primer valor del nivel de energía puede ser de uno o más órdenes de magnitud mayor que el segundo valor del nivel de energía.

El diferenciador (por ejemplo, un diferenciador detector de pendiente) puede implementarse de manera análoga, es decir, utilizando amplificadores operativos discretos, comparadores de señal, una disposición de condensadores y resistencias y conmutadores MOSFET, o utilizando componentes digitales, por ejemplo, un ordenador o una unidad DSP.

El umbral puede ser regulable, por ejemplo para permitir seleccionar una sensibilidad de expulsión del tejido.

El regulador de nivel de energía puede estar dispuesto para aumentar el nivel de energía de nuevo al primer valor en un período de tiempo de recuperación después de la reducción del nivel de energía. En la práctica, puede ser necesario elevar de nuevo la energía de manera relativamente rápida para permitir que el tratamiento continúe sin tiempo de inactividad sustancial del instrumento o para garantizar que el tiempo de tratamiento total del paciente no sea excesivo. Para el uso en una ablación tumoral, debe garantizarse que se alcancen temperaturas críticas dentro del tejido con el fin de asegurar que todo el tejido/células cancerosos se destruya(n) totalmente. El período de tiempo de recuperación puede ser, por lo tanto, de 100 ms o menos.

El detector de radiación reflejada puede seleccionarse para que sea sensible a los cambios en la señal reflejada que representan el comportamiento controlado. Por lo tanto, si se utiliza un detector de diodos por ejemplo, conectado a un puerto acoplado de un acoplador direccional conectado entre la fuente y la antena, entonces su tiempo subida/caída puede seleccionarse para capturar el evento característico. Por ejemplo, el detector puede ser un detector de diodos que tenga un tiempo de subida/caída de $1 \mu s$ o menos para capturar el pico de voltaje asociado al evento de expulsión de tejido que puede presentar un tiempo de subida/caída de 10 ms. En una realización puede

utilizarse un detector a base de diodos túnel con una respuesta de impulso muy rápida, por ejemplo el producto número ACTP1505N de *Advanced Control Systems*.

5 El regulador de nivel de energía puede comprender un regulador de impedancia conectado entre la fuente y la antena. El regulador de impedancia también puede utilizarse en una disposición de adaptación de impedancia, en la que el detector puede quedar dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la señal reflejada y el regulador de impedancia puede tener una impedancia compleja regulable que sea controlable en base a la magnitud y la fase detectada. En esta disposición, el regulador de impedancia, puede disponerse, por lo tanto, para adaptar la impedancia del aparato a la impedancia de la carga (el tejido) para permitir una transferencia de energía eficiente. La adaptación de impedancia puede ser dinámica, por ejemplo, la regulación puede producirse automáticamente en tiempo real. Cuando el control detecta un evento característico, la adaptación de impedancia puede anularse por la respuesta a ese evento característico.

15 El control de la energía reflejada también puede disponerse para proporcionar información de usuario, por ejemplo para guiar al cirujano durante el tratamiento. Por ejemplo, el control puede disponerse para emitir una señal audible o visual al detectarse un evento característico. La señal audible o visual puede ser representativa del evento detectado. La señal audible puede ser cualquiera de una gama de sonidos o una voz sintetizada digitalmente.

20 Preferiblemente, entre la sonda y el amplificador de potencia hay conectado un dispositivo de aislamiento de alimentación para proteger el amplificador de altos niveles de radiación reflejada de vuelta a través de la sonda a partir de un error de coincidencia de la impedancia en el tejido. Preferiblemente, el dispositivo de aislamiento de alimentación tiene un valor de aislamiento seleccionado para proteger el amplificador de la radiación reflejada que se produce debido a un intervalo predeterminado de condiciones de error de coincidencia sonda/tejido y la energía máxima de salida disponible desde el amplificador.

25 Preferiblemente, el controlador incluye un modulador para adaptar la señal de radiación de microondas antes de suministrarla al tejido a tratar. Preferiblemente, el modulador está dispuesto para adaptar una señal de salida de la fuente de radiación de microondas. Más preferiblemente, la modulación se produce antes de la amplificación.

30 La señal preferiblemente se modula para mejorar la transferencia de energía al tejido a tratar. Preferiblemente, el modulador está dispuesto para producir una señal de impulsos que se proporcionan a la sonda. Una señal de impulsos puede permitir aplicar un mayor nivel de energía durante un período de tiempo más corto para alcanzar una dosis de energía predeterminada. De este modo, la emisión de impulsos resulta eficaz si la forma deseada de transporte de energía de la sonda al tejido a tratar es radiación. Por lo tanto, pueden mitigarse los efectos desfavorables asociados a la conducción, tales como el calentamiento por conducción de la sonda y su cable de alimentación.

40 El modulador puede ser un interruptor de diodos PIN. Por lo tanto, el aparato puede estar dispuesto para suministrar dosis controladas programables de energía utilizando un oscilador de fuente estable (por ejemplo, que tenga una estabilidad de frecuencia menor de 10 kHz a 14,5 GHz), un modulador de interruptor de absorción de diodos PIN con protección de ruptura (para evitar que los componentes de frecuencia de conmutación escapen al amplificador o fuente de microondas), un atenuador de absorción de diodos PIN (configurador de nivel de energía), una serie de amplificadores de estado sólido (por ejemplo: preamplificador y amplificador de alimentación principal) y acopladores direccionales para medir niveles de energía incidente y reflejada. El controlador puede incluir un primer microprocesador para la operación de los componentes de microondas anteriores, y (opcionalmente) un segundo microprocesador para controlar las condiciones de fallo, es decir, un mal funcionamiento del primer microprocesador o fallos de la línea de alimentación. El flujo de energía a través del sistema al paciente puede controlarse a través de un interruptor de pie. El interruptor de pie puede ser de tipo simple encendido/apagado (es decir, normalmente abierto (NO) o normalmente cerrado (NC)). Preferiblemente, se incluye un circuito con camino de aislamiento de CC para garantizar que no pase corriente CC entre el generador y el usuario/operario.

55 El aparato anterior puede permitir un control de precisión fino del nivel de energía suministrada en un modo de funcionamiento por impulsos o continuo. En el modo de funcionamiento por impulsos, los ciclos de trabajo se seleccionan para proporcionar un efecto del tejido óptimo. El modo por impulsos permite mantener elevados niveles de energía de impulsos durante cortos períodos de tiempo, por ejemplo, una estructura de tratamiento que puede funcionar a 50 W en modo de funcionamiento continuo, puede funcionar a 200 W durante cortos períodos de tiempo, por ejemplo 50 ms con un ciclo de trabajo de 1:10. Este funcionamiento ofrece ventajas significativas si el mecanismo de transporte de energía es radiación. Esta forma de funcionamiento también ofrece la ventaja de un tiempo de tratamiento extremadamente corto y elimina problemas asociados al calentamiento por conducción de sondas de antena de tratamiento, conjuntos de alimentación de cables semirrígidos flexibles y el conjunto de cables coaxiales flexibles. También es posible que el controlador envíe ráfagas de impulsos con amplitudes y anchuras de impulso seleccionadas previamente (por ejemplo, 10 impulsos de 10 ms de anchura, un ciclo de trabajo del 50% y una amplitud de 10 W seguido de 20 impulsos de 2 ms de anchura, y un ciclo de trabajo del 20% y una amplitud de 40

W). Estas secuencias de impulsos pueden seleccionarse para el tratamiento y son particularmente adecuadas para tratar una afección determinada. También es posible utilizar el microprocesador para generar una variedad de formas de impulso, por ejemplo, cuadrada, en rampa, triangular, sinusoidal, etc.

- 5 Preferiblemente, el controlador está dispuesto para controlar la fuente de radiación de microondas para evitar que a la sonda le lleguen señales erróneas. Por ejemplo, el controlador puede comprobar que la frecuencia de la radiación suministrada no se desvíe fuera de un ancho de banda predeterminado asociado a la frecuencia fija. Puede ser preferible utilizar un segundo microprocesador para controlar esta función.
- 10 Preferiblemente, entre la sonda y el resto del aparato existe una barrera de aislamiento, estando dispuesta la barrera de aislamiento para evitar que pase corriente continua a través de la sonda y hacia el paciente.

15 En una realización preferida, el aparato comprende preferiblemente una fuente de frecuencia estable, un modulador de impulsos con CC y supresión de ruptura de baja frecuencia, un atenuador controlado digitalmente de amplio rango, un preamplificador y un amplificador de potencia con protección de nivel de energía reflejada y un sistema de CC para barrera de aislamiento del usuario, controladores y detectores de energía incidente y reflejada, un conjunto de cables coaxiales flexibles, un conjunto de cables semirrígidos flexibles (adecuados para la inserción en el esófago) y una sonda que comprende: una matriz de antenas de parches fabricada en un material de substrato flexible, medios para abrir y cerrar dicha matriz de antenas de parches dentro del esófago, un microprocesador para controlar los componentes de producción de radiación de microondas, y un circuito de interruptor de pie de encendido/apagado para accionar el aparato con barrera de aislamiento de CC entre el sistema y el cable del interruptor de pie externo.

25 De este modo, aunque las descripciones anteriores se refieren al uso de la presente invención que no forma parte de la invención en el tratamiento del esófago, la presente invención puede referirse adicionalmente a un sistema de tratamiento utilizando uno o más elementos de antena radiantes en una sonda para producir una radiación de microondas controlada a frecuencias que se encuentran dentro de la región de súper altas frecuencias (SHF) del espectro electromagnético para permitir una ablación controlada o una destrucción controlada, o un daño controlado o térmico de tejidos, de varias otras estructuras de tejidos que forman estructuras tubulares huecas dentro del cuerpo humano o animal. Sin embargo, esta invención es particularmente relevante para un sistema de tratamiento con múltiples estructuras de sonda de antena de parches alimentadas desde una alimentación coaxial semirrígida flexible e insertada intersticialmente en el esófago, por ejemplo para el tratamiento de afecciones de estómago.

35 De este modo, en otro aspecto, se dispone un procedimiento, que no forma parte de la invención, para el tratamiento de tejido de la pared del esófago con radiación de microondas, incluyendo el procedimiento: insertar una sonda en un esófago, presentando la sonda una disposición de antena tubular; conectar una fuente de radiación de microondas que tiene una frecuencia de salida estable a la sonda, de manera que la disposición de antena tubular emita un campo de radiación de microondas circunferencial; controlar la cantidad de energía suministrada por la radiación de microondas al tejido a tratar. Preferiblemente, el campo de radiación que se emite tiene una densidad de energía sustancialmente uniforme donde penetra en la pared del esófago. Tal disposición produce deseablemente una lesión sustancialmente uniforme a lo largo de la pared del esófago, que es beneficiosa para el tratamiento. Tal como se ha descrito anteriormente, se suministra preferiblemente una dosis de energía objetivo a la pared del esófago. La dosis de energía objetivo se selecciona preferiblemente para provocar la ablación de la pared del esófago. Dicho procedimiento puede aplicarse en general en el campo de la patología de tubo hueco.

45 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Se describen ahora ejemplos de la presente invención con referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales:

- 50 La figura 1 es un diagrama de bloques esquemático de un aparato para la ablación de tejido de la pared del esófago, que es una realización de la invención;
 La figura 2 representa la posición del esófago en el cuerpo humano;
 La figura 3 es un diagrama de bloques más detallado del aparato mostrado en la figura 1;
 55 La figura 3A ilustra esquemáticamente la serie de componentes que suministra energía al tejido;
 La figura 3B es una ilustración exagerada de una configuración de la sonda;
 La figura 4 ilustra una matriz de antenas de parches plana para una sonda que es una realización de la invención;
 La figura 5 muestra la matriz de antenas de parches de la figura 4 en una configuración enrollada;
 60 La figura 6 ilustra una estructura de alimentación en paralelo para suministrar energía a una matriz de antenas de parches de una dimensión en una sonda que es una realización de la invención;
 La figura 7 ilustra una estructura de alimentación en paralelo para suministrar energía a una matriz de antenas de parches de dos dimensiones en una sonda que es una realización de la invención;

La figura 8 ilustra una estructura de alimentación en serie para suministrar energía a una matriz de antenas de parches de dos dimensiones en una sonda que es una realización de la invención.

La figura 9 muestra la matriz de antenas de parches de la figura 8 en una configuración enrollada;

La figura 10 muestra una sección transversal de un parche radiante con la línea de alimentación conectada electromagnéticamente al parche radiante;

Las figuras 11A y 11B muestran una antena de líneas ranuradas (otra matriz de antenas de parches de una dimensión) para utilizarse en una sonda que es una realización de la presente invención;

La figura 12 muestra los resultados de una simulación por ordenador de la intensidad de campo de radiación producida por la matriz de antenas mostrada en las figuras 11A y 11B;

La figura 13 muestra una vista esquemática de una sonda en una configuración de acceso que se inserta en un esófago;

La figura 14 muestra una vista esquemática de una sonda en una configuración de tratamiento dentro de un esófago;

La figura 15 muestra una vista lateral de un mecanismo de apertura/cierre para la sonda mostrada en las figuras 13 y 14;

La figura 16 muestra una vista esquemática de un dispositivo para la apertura de la sonda mostrada en las figuras 13 y 14, que es una realización de la presente invención;

Las figuras 17A y 17B muestran, respectivamente, una vista en sección transversal de una sonda contraída y una expandida, que es una realización de la presente invención;

La figura 18 muestra una matriz de antenas planas para una sonda con ranuras similar a una lámpara china que es otra realización de la presente invención;

La figura 19 muestra la matriz de antenas de la figura 18 en una configuración de acceso enrollada;

La figura 20 muestra la matriz de antenas de la figura 18 en una configuración de tratamiento enrollada similar a una lámpara china;

La figura 21 muestra una vista esquemática de una sonda que tiene la matriz de antenas de la figura 18 abierta en forma de lámpara china dentro de un esófago;

La figura 22 muestra una configuración de sonda de microbandas que es otra realización de la invención;

La figura 23 muestra las dimensiones detalladas de otra sonda de microbandas de acuerdo con la invención;

La figura 24 muestra una sonda formada en un balón quirúrgico, que es otra realización de la invención.

La figura 25 ilustra esquemáticamente el estado de adaptación de la impedancia de la sonda de la figura 24;

La figura 26 es una sección transversal del cable de alimentación coaxial que se muestra en la figura 24;

La figura 27 es una vista de cerca del transformador de cuarto de onda que se muestra en la figura 24;

Las figuras 28A y 28B ilustran otra sonda formada en un balón quirúrgico, que es otra realización de la invención.

La figura 29 ilustra una posición alternativa para un transformador de adaptación de impedancia en la estructura de alimentación; y

La figura 30 muestra una realización de una estructura de alimentación dividida adecuada para proporcionar energía a una pluralidad de antenas de ranuras en un balón quirúrgico.

DESCRIPCIÓN DETALLADA: OPCIONES Y PREFERENCIAS ADICIONALES

Aparato de tratamiento

En primer lugar se dará una visión general de una realización del conjunto del sistema de tratamiento con referencia a las figuras 1 a 3.

La figura 1 ilustra la estructura básica del aparato para el tratamiento de la pared del esófago. Una fuente de microondas 100 produce una señal de microondas estable. Un divisor 102 divide esta señal en dos.

Una parte de la señal dividida se envía a un control 116 que está configurado para comprobar energía de bajo nivel que sale de la fuente estable 100 es decir, si el nivel de energía se encuentra por debajo de un valor umbral, establecido para un funcionamiento válido del instrumento, y entonces se indicará un estado de error. Los resultados de la verificación por parte del control 116 se envían al microprocesador 114, que está dispuesto para controlar el funcionamiento del aparato, y puede interrumpir el tratamiento si el control 116 detecta algún problema con la señal enviada al mismo.

La otra parte de la señal dividida se utiliza para el tratamiento. Primero se envía a un modulador de señal 104, que adapta la señal de manera adecuada para el tratamiento. Puede tratarse de una secuencia de impulsos

rectangulares o energía de onda continua controlada, por ejemplo, mediante un interruptor de pie. La señal pasa entonces a través de un atenuador 106, que está dispuesto para regular su nivel de energía (amplitud) a un nivel adecuado para la amplificación. El modulador de señal 104 y el atenuador 106 están controlados por el microprocesador 114 en base a las mediciones tomadas tras la amplificación de la señal. El microprocesador 114 está dispuesto para regular la modulación de la señal en el modulador 104 y atenuación de la señal en el atenuador 106 para asegurar que se envía una cantidad predeterminada de energía a la pared del esófago. La posición del modulador 104 y el atenuador 106 es intercambiable.

Tras el atenuador 106, la señal es amplificada mediante el amplificador 108 a un nivel que es adecuado para el tratamiento por ejemplo, para efectuar la ablación controlada de la pared del esófago. Tras el amplificador 108, la señal se envía a una sonda de tratamiento 126 a través de un cable de alimentación coaxial 128 y la estructura de alimentación 124. La sonda irradia un campo de microondas que penetra y produce de manera controlable una ablación de la pared del esófago.

Entre el amplificador 108 y la sonda 126 se dispone un acoplador de energía directo 110 y un acoplador de energía inverso 112 para detectar una parte de la energía entregada a la sonda y la energía reflejada desde el tejido a través de la sonda, respectivamente. Las señales detectadas se envían al microprocesador 114, que las utiliza para calcular la cantidad de energía suministrada realmente a la pared del esófago.

Una interfaz de control de usuario 118 y una pantalla 120 permiten al usuario programar el aparato, por ejemplo, especificando una dosis de energía objetivo que se suministra a la pared del esófago. El microprocesador 114 puede regular la señal enviada a la sonda 126 para que se ajuste a la dosis de energía objetivo especificada en base a las entradas de los acopladores de energía incidente e inversa 110, 112 y la interfaz de control de usuario 118. Es evidente que el aparato también puede permitir la aplicación manual de energía además de este modo automatizado. Por ejemplo, el usuario/operario (cirujano, por ejemplo) puede establecer una potencia deseada y aplicar energía hasta que se haya alcanzado el daño térmico deseado.

Haciendo referencia a la figura 2, la sonda 126, la estructura de alimentación 124 y el cable de alimentación 128 pueden insertarse a través de un endoscopio por la nariz o la boca 134 hacia el esófago 130, a cualquier posición por encima del estómago 132. Una vez en posición, el usuario puede activar y desactivar el aparato mediante el interruptor de pie 122 que está conectado al microprocesador 114. Podría decirse que el funcionamiento de la unidad se encuentra bajo control diatérmico.

La figura 3 muestra el aparato de la figura 1 con mayor detalle. Aquí, la señal de microondas la proporciona una fuente de frecuencia estable 200, que proporciona una señal en una única frecuencia que se encuentra dentro de la región de frecuencias súper altas (SHF) del espectro electromagnético y, más concretamente, a 14,5 GHz (con el ancho de banda limitado a unos pocos kHz). La fuente de frecuencia estable 200 que se muestra aquí es en forma de oscilador con resonador dieléctrico (DRO) de enganche de fase, que contiene una señal de referencia a la cual se deriva la estabilidad de la frecuencia de la fuente de microondas 200; la fuente de dicha señal de referencia (no mostrada) puede comprender un oscilador de cristal estable a la temperatura que funcione en una frecuencia en el intervalo de entre 1 MHz y 100 MHz, pero más preferiblemente entre 10 MHz y 50 MHz. Dicho oscilador de cristal estable puede utilizarse para funciones de temporización del sistema (por lo que podría estar conectado al microprocesador 214), y también como señal del oscilador utilizada para excitar un transformador de impulsos que forme parte de una realización específica, utilizada en la presente invención, para el circuito de barrera de aislamiento de CC del interruptor de pie 258. Pueden utilizarse también otras fuentes de frecuencia, tales como osciladores controlados por voltaje (VCOs) u osciladores de diodos Gunn, pero es preferible utilizar un DRO en la presente invención debido a la frecuencia de funcionamiento preferida.

La fuente de frecuencia estable 200 está conectada al puerto de entrada de un divisor de potencia 202 de 3dB y 0°. La finalidad del divisor 202 es dividir la energía producida por la fuente 200 en dos proporciones iguales sin introducir un cambio de fase.

La primera salida del divisor 202 está conectada a la entrada de un primer aislante de señal 242, y la segunda salida del divisor 202 está conectada a la entrada de la almohadilla de atenuación 260. La finalidad de la almohadilla de atenuación 260 es limitar el nivel de la señal incidente en la entrada a un diodo detector 216 para evitar daños causados por un nivel de señal demasiado elevado. En la práctica, la almohadilla de atenuación 260 puede no ser necesaria (es decir, no es esencial para el funcionamiento de la invención); ésta se incluye en la realización ilustrada como medida de precaución. La salida del diodo detector 216 se envía al microprocesador 214, donde la señal se utiliza para controlar el estado de la fuente de frecuencia 200. Si la señal indica que la fuente de señal 200 está funcionando incorrectamente, entonces el microprocesador 214 marcará que se ha producido un error y el sistema tomará la acción apropiada, es decir, se generará un mensaje de error, y/o el sistema se apagará. Puede ser apropiado que el sistema muestre un mensaje que indique que se tenga que consultar a un ingeniero de mantenimiento o un técnico.

La finalidad del primer aislante de señal 242 es evitar que cualquier señal incompatible presente en la entrada del primer filtro de bloqueo de ruptura 244 produzca cambios de frecuencia en la fuente 200 debido, por ejemplo, “*load-pulling*”, u otro estado que pueda afectar a la señal generada por la fuente de señal 200. En la práctica, el aislante 242 puede no ser necesario si el puerto de entrada del filtro 244 está bien adaptado, si bien el aislante 242 se incluye como medida de precaución. La salida del primer aislante de señal 242 está conectada a la entrada del primer filtro de ruptura de modulación 244, cuya función es evitar que los componentes de frecuencia contenidos en cualquier señal de conmutación rápida producida por un conmutador de modulación de diodos PIN 204 vuelva a la fuente de frecuencia estable 200 y afecte a su funcionamiento.

La salida del primer filtro de ruptura de modulación 244 está conectada a la entrada de dicho conmutador de modulación de diodos PIN 204, cuya función es modular la señal producida por la fuente de frecuencia estable 200 para permitir que el sistema funcione en modo de impulsos, de modo que el ciclo de trabajo, la anchura del impulso, y (si se desea) la forma del pulso puede modificarse utilizando la unidad de control y visualización de usuario 218, 220 y la unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de señal 214. La señal de control de entrada 205 al conmutador de modulación 204 proviene de la unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de señal 214. Esta señal de control 205 puede ser una señal de nivel de lógica transistor a transistor (TTL); son posibles otros formatos de señal (por ejemplo lógica de emisores acoplados (ECL)).

La salida del conmutador de modulación 204 está conectada a la entrada de un segundo filtro de bloqueo de ruptura de modulación 246, cuya función es evitar que los componentes de frecuencia contenidos en cualquier señal de conmutación rápida producida por un conmutador de modulación de diodos PIN 204 vayan al pre-amplificador 207 y a las etapas del amplificador de potencia 208 y provoquen, por ejemplo, una distorsión de la señal, unos niveles de potencia de salida erróneos, o daño a estas unidades, por ejemplo, mediante la manifestación de una oscilación de etapa de potencia de salida, o una saturación de la señal producida por uno de los armónicos contenidos en la señal de conmutación que se producen en la misma frecuencia que la de la señal generada por la fuente de frecuencia 200 o una señal que está dentro del ancho de banda de los amplificadores 207, 208.

Una implementación práctica del filtro de bloqueo de ruptura puede ser simplemente dos adaptadores de guía de ondas coaxiales utilizando secciones de guía de ondas rectangulares, en el que las frecuencias inferiores a la frecuencia de corte de la sección de guía de ondas serán bloqueadas por lo que la sección de guía de ondas actúa de filtro de paso alto. En esta disposición, los dos adaptadores de guía de ondas coaxiales estarán conectados adosados utilizando, por ejemplo, cuatro tornillos que atraviesan unas pestañas de guías de ondas.

La salida del segundo filtro de bloqueo de ruptura de modulación 246 está conectada a la entrada de un segundo aislante de señal 248, cuya función es proporcionar aislamiento entre el atenuador de diodos PIN 206 y segundo filtro de bloqueo de ruptura de modulación 246. El segundo aislante de señal 248 está insertado para una buena práctica de diseño y de hecho podría omitirse del aparato sin causar una degradación o daño en el subconjunto de microondas.

La salida de dicho segundo aislante 248 está conectada al citado atenuador de diodos PIN 206, cuya función es permitir controlar el nivel de energía del sistema cambiando el nivel de atenuación de la señal con señales de control de entrada 209 producidas por la unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de señal 214. Es preferible que la señal de control del atenuador variable 209 sea una señal digital que consista en una pluralidad de líneas de control que se conmuten entre los estados lógicos 0 y 1. Dichas señales de control pueden ser señales de nivel TTL. Es preferible que el atenuador de diodos PIN 206 sea un atenuador de tipo absorción en lugar de tipo reflexión. A modo de ejemplo, un posible candidato para el atenuador 206 es un atenuador digital variable de 8 bits y 64dB que puede funcionar en el intervalo de frecuencias entre 8 GHz y 18 GHz, disponible de *Advanced Control Components Inc.* (número de pieza ACAT-B181). Las topologías de circuito típicas incorporan secciones de atenuadores por conmutación de bit de diodos PIN o atenuadores análogos accionados por convertidores analógico a digital (AD).

La salida del atenuador de diodos PIN 206 se envía a la entrada del tercer aislante señal de potencia baja 250, cuya función es aislar (o atenuar) cualquier señal reflejada presente en la entrada del preamplificador 207 para evitar que atraviese la salida del atenuador de diodos PIN. Una vez más, esta unidad se incluye como buena medida; puede omitirse si la coincidencia entre el atenuador PIN 206 y la entrada al pre-amplificador 207 es adecuada.

La salida del tercer aislante de señal 250 está conectada a la entrada del pre-amplificador de señal 207, cuya función es amplificar la señal a un nivel que sea aceptable para activar la entrada a la siguiente etapa del amplificador de potencia 208. El preamplificador 207 puede proporcionar una ganancia de entre 10 dB y 40 dB necesaria para activar el amplificador de potencia 208. El preamplificador 207 puede ser en forma de un único circuito integrado de microondas en miniatura (MMIC), una pluralidad de MMICs, una combinación de MMIC(s) y elementos discretos, o una pluralidad de elementos discretos. La tecnología del dispositivo preferida para su uso en

el preamplificador es la tecnología de arseniuro de galio (GaAs), aunque hay otras tecnologías emergentes que pueden proporcionar alternativas viables, por ejemplo, nitruro de galio (GaNi) o transistores de alta movilidad de electrones (HEMT).

5 La salida del preamplificador 207 alimenta la entrada del amplificador de potencia 208, cuya función es amplificar la señal a un nivel que sea útil para provocar la ablación o la desecación del tejido, o para producir un daño térmico controlado en el esófago (o tejido biológico que sea de interés). La arquitectura preferida para el amplificador de potencia 208 utiliza una pluralidad de dispositivos de potencia GaAs combinado con el uso de combinadores de potencia de microbandas o de guía de ondas. Como ejemplo del diseño de una posible etapa del amplificador de potencia 208, pueden combinarse cuatro elementos GaAs de alta potencia internamente adaptados de 12 W de Eudyna (número de pieza FLM1314-12F) utilizando tres combinadores de potencia de microbandas; suponiendo que la pérdida a través de dichos combinadores se limite a 8 W, sería posible obtener 40 W de potencia de microondas a la salida de las etapas del amplificador de potencia 208. Como ejemplo de una estimación de energía para la combinación de preamplificador 207 y amplificador de potencia 208, si se supone que la energía de entrada al preamplificador 207 es de 0 dBm (1 mW), y se utilizan dos MMICs para ese preamplificador, que producen una ganancia total de 40 dB, entonces se requerirá que los amplificadores de potencia 208 proporcionen una ganancia de 6,81 dB para compensar la pérdida de inserción de la red de combinadores de potencia.

20 La salida del amplificador de potencia 208 alimenta la entrada a un cuarto aislante de señal 252, cuya salida está conectada en serie a un quinto aislante de señal 254. Dicho cuarto y quinto aislante 252, 254 son aislantes de energía y se utilizan para proteger la etapa de salida del amplificador de potencia 208 de daños causados por elevados niveles de energía reflejada (o inversa) reflejada de nuevo desde la sonda de antena de tratamiento 226 durante un estado desajustado entre dicha sonda de antena 226 y el tejido biológico 230. La impedancia reflejada también puede cambiar la red de adaptación o la salida de los dispositivos de potencia utilizados en la etapa de salida, y esto puede provocar que el transistor se comporte como un oscilador, con lo que pueden producirse daños. Los aislantes ayudan a asegurar que la salida del transistor "vea" 50 Ω , incluso si se producen impedancias reflectantes que no sean de 50 Ω . Puede ser posible omitir uno de los aislantes 252, 254 y mantener una protección suficiente para el amplificador 208, especialmente si el aislante presenta un alto aislamiento. Los aislantes de potencia 252 y 254 proporcionan el nivel de aislamiento combinado para asegurar que los transistores utilizados en la etapa de salida del amplificador de potencia 208 no puedan ser dañados bajo cualquier estado de no coincidencia que pueda producirse. Unos aislantes de señal 252, 254 también evitan que el amplificador se vuelva inestable debido a impedancias reflejadas indeseables que producen un desajuste de salida.

35 Un valor típico de aislamiento para aislantes de señal 242, 248, 250, 252, 254 es 23 dB; esto implica que cualquier señal que intente ir en sentido contrario al de la dirección deseada (es decir, contra el sentido de la flecha) se atenuará en 23 dB. En el caso en que el que se dispongan en serie dos aislantes de potencia de salida 252, 254, y el aislamiento para cada aislante sea 23 dB, el aislamiento total es de 46 dB. Así, para una señal de 46 dBm (40 W) de amplitud que vaya en sentido contrario al de las flechas, la componente de la señal reflejada en la entrada al atenuador 140 se reducirá a 0 dBm (1 mW).

40 Los aislantes 242, 248, 250, 252, 254 también pueden describirse como circuladores de microondas con una carga secundaria de 50 Ω conectada al tercer puerto del dispositivo (esto supone que el primer puerto es el puerto de entrada y el segundo puerto es el puerto de salida. Con esta vista, la carga secundaria preferiblemente se especifica apropiadamente para manejar los niveles de energía reflejada que pueda producirse en ese lugar particular en la línea de microondas.

50 La salida del quinto aislante de señal 254 se envía a la entrada de un primer acoplador direccional 210 cuya función es medir parte de la energía incidente generada por la línea de generación de radiación de microondas, que puede comprender una fuente 200, un divisor 202, un primer aislante 242, un primer filtro de ruptura 244, un interruptor de diodos PIN 204, un segundo filtro de ruptura 246, un segundo aislante 248, un atenuador PIN 206, un tercer aislante 250, un preamplificador 207 y un amplificador de potencia 208 inclusive (menos la pérdida de inserción del cuarto y quinto aislante 252, 254 conectados en serie).

55 El puerto de salida acoplado del acoplador directo 210 se envía al detector de energía incidente 211, que convierte la señal de microondas detectada en un nivel de señal de baja frecuencia, o CC, que es representativo de la energía producida por la línea del generador de microondas. La señal producida a la salida del detector 211 puede acondicionarse (filtrarse, amplificarse y compensarse en CC) antes de ser procesada. Dicho acondicionamiento y procesamiento de la señal se realiza utilizando un microprocesador y circuitos de acondicionamiento de la señal 214 (hay que señalar que dicho microprocesador y circuitos de acondicionamiento de la señal 214 pueden estar divididos en dos unidades, a saber, una unidad de microprocesador digital y circuitos de acondicionamiento de señal analógica - por conveniencia los dos elementos se muestran juntos en la figura 3).

- La salida del primer acoplador direccional 210 se envía a la entrada del segundo acoplador direccional 212, cuya función es medir parte de la energía que se refleja de la sonda de antena de tratamiento 226. El puerto de salida acoplado 212 se envía al detector de energía reflejada 213, que convierte la señal de microondas que se ve en su entrada en un nivel de señal de baja frecuencia, o CC, representativo del nivel de energía que se refleja debido a un desajuste de impedancia entre la sonda de tratamiento de antena 226 y el tejido biológico 230. La señal producida a la salida del detector 213 puede acondicionarse (filtrarse, amplificarse y compensarse en CC) antes de ser procesada. Dicho acondicionamiento y procesamiento de la señal se realiza utilizando un microprocesador y circuitos de acondicionamiento de la señal 214
- Los acopladores direccionales 210, 212 pueden ser en forma de acopladores de guía de ondas, acopladores coaxiales o acopladores *stripline* (microbandas). A menudo se prefieren los acopladores de guía de ondas debido al hecho de que tienden a ofrecer el mayor valor de directividad (capacidad para diferenciar entre la energía acoplada y la energía que va en sentido contrario a la energía acoplada [energía desacoplada]). Puede ser preferible utilizar aislantes de guía de ondas y acopladores de guía de ondas en lugar de aislantes coaxiales y acopladores coaxiales para el cuarto y el quinto aislante 252, 254 y los acopladores direccionales 210, 212, respectivamente. En una realización específica del sistema, los acopladores direccionales 210, 212 son dos acopladores de lazo contenidos dentro de una única sección de una guía de ondas rectangular WR75. Los acopladores de lazo son adecuados para aplicaciones en las que se requiere una única frecuencia o poco ancho de banda.
- Los puertos de salida acoplados de los acopladores direccionales 210, 212 pueden diseñarse para que presenten factores de acoplamiento de entre 10 dB y 50 dB; los factores que gobiernan la elección del factor de acoplamiento incluyen: la capacidad de discernir la señal de medición de la señal de ruido, la prevención de la saturación (y el daño) de detectores de energía incidente y reflejada 211, 213, la capacidad de no afectar significativamente a la energía a través del sistema, y que tenga una alta directividad suficiente para discernir el nivel de la señal acoplada desde el nivel de señal no acoplada. Un valor nominal del factor de acoplamiento es de 20 dB, lo que significa que la señal de la línea principal se atenúa en 20 dB, es decir, si la potencia de la línea principal es de 40 dBm (10 W), entonces la potencia acoplada es de 20 dBm (100 mW), y por lo tanto, la potencia se reduce a 9,9 W.
- El detector de energía incidente y reflejada 211, 213 pueden adquirir una serie de formas, por ejemplo, diodos Schottky de polarización cero, diodos Schottky de canal, diodos Schottky coaxiales de polarización y diodos túnel. Los diodos túnel son particularmente útiles en este sistema debido a su rendimiento de estabilidad del nivel de salida en un amplio intervalo de temperaturas y su rápido tiempo de respuesta de impulsos. Por ejemplo, el dispositivo ACTP1505N de *Advanced Control Components* tiene una capacidad de salida de 9 pF (el bajo valor de capacitancia permite obtener bajos tiempos de respuesta), un funcionamiento de hasta 18 GHz, y una sensibilidad de 700 mV/mW.
- La resta matemática de la energía reflejada de la energía incidente puede utilizarse para determinar el nivel de energía neta que se suministra al tejido biológico, y la energía suministrada puede determinarse a partir del producto de dicho nivel de energía neta y la duración, o tiempo conectado (onda pulsada o continua), es decir, la energía (en Julios) = potencia (en vatios) x tiempo (en segundos). El microprocesador 214 se utiliza para realizar estos cálculos.
- Un camino de aislamiento de CC entre la salida del generador y el circuito de usuario (sonda 226) se crea utilizando una unidad de aislamiento de CC 256, que comprende un material dieléctrico de baja pérdida para aislar el camino de CC mientras permite el paso de señales (SHF) de CA. Con el fin de evitar pérdidas de RF provocadas por el grosor del aislante dieléctrico 256 puede ser preferible utilizar una disposición de brida de bloqueo de cuarto de onda. Por ejemplo, puede utilizarse un adaptador de guía de ondas macho N a WR75 en el cual se disponga una brida de bloqueo en el interior de la cara de la brida de guía de ondas que forma una parte de la transición guía de ondas a coaxial, o adaptador. La salida del acoplador direccional 212 puede comprender una brida lisa y dicho adaptador de guía de ondas a coaxial N puede contener dicho bloqueo. Para una configuración básica, se utiliza un anillo de bloqueo circular de sección transversal 'L' en la brida de bloqueo con el fin de reflejar un corto circuito en la unión de las dos secciones de guía de ondas. Esto es posible debido al hecho de que la longitud total de la sección transversal del anillo es media longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento y como que el otro extremo está cortocircuitado en la superficie entre el acoplador direccional 212 y el aislante de DC 256 hay un cortocircuito eléctrico donde sería difícil de conseguir un cortocircuito mecánico.
- La salida del aislante de CC 256 es un conector coaxial de tipo N, y preferiblemente es de tipo hembra. Éste se conecta a un primer conjunto de cables 228 que se utiliza para realizar la conexión eléctrica entre la salida de la línea generación de radiación de microondas y la línea de alimentación 224 que se inserta en el esófago 230. El conjunto de cables 228 puede ser un cable coaxial o una guía de ondas de sección rectangular, o circular. Si se utiliza un conjunto de guía de ondas, es preferible utilizar una configuración flexible, o flexible y que pueda retorcerse. La ventaja de utilizar dicho conjunto respecto a un conjunto coaxial convencional es que los conjuntos de guías de ondas generalmente presentan una pérdida de inserción menor que los conjuntos de coaxiales, de modo que la pérdida de energía del generador, y los efectos de calentamiento del cable se reducen. Sin embargo se

pueden seguir utilizando los conjuntos coaxiales de baja pérdida. La longitud del conjunto de cable es típicamente de 0,5 a 1,0 m, y presentará un revestimiento aislado eléctricamente, rodeándolo. Preferiblemente, el revestimiento está fabricado en un material biocompatible. El diámetro exterior del primer conjunto de cables 228 es típicamente entre 4 y 12 mm. Es preferible que la pérdida de potencia (o pérdida de inserción) del primer conjunto de cables 228 sea menor de 1dB a 14,5 GHz.

El extremo distal del conjunto de cables 228 está unido (por ejemplo, a través de un conector tipo SMA) a una línea de alimentación 224, que es un conjunto de cables coaxiales adecuados para insertarse en el interior del esófago 230 (u otra zona adecuada del sistema biológico). Por ejemplo, la línea de alimentación 224 puede ser insertable a través del canal del instrumento de un endoscopio. La línea de alimentación 224 incluye un cable semi-flexible y semirrígido, o una configuración similar para facilitar el control del usuario durante la inserción. La línea de alimentación 224 no presenta revestimiento aislante. Esto permite un mayor diámetro (dentro de las limitaciones que presentan los requisitos de acceso) que ayuda a reducir la pérdida de inserción a través de las estructuras de alimentación. Sin embargo, puede ser conveniente que el conductor exterior de 224 vaya recubierto por una fina capa de material aislante biocompatible con el fin de evitar que el fluido atraviese el conductor exterior hacia la capa dieléctrica. Esto puede ser particularmente importante si el conductor exterior de 224 es no continuo, que puede ser el caso de una configuración semirrígida. El conductor exterior puede ir recubierto con una capa delgada de parileno C. Por ejemplo, puede aplicarse un revestimiento de conformación de 10 μm de grosor. El conjunto completo que comprende 224 (segundo conjunto de cables) y la sonda de antena 226 puede ir recubierto con un revestimiento de conformación de parileno C con el fin de hacer que todas las partes que puedan estar en contacto con un tejido del paciente sean biocompatible y, por ejemplo, conforme a la norma ISO 10993 (evaluación biológica de dispositivos médicos). Dado que la pérdida de inserción es inversamente proporcional al diámetro del material dieléctrico y el conductor central dentro del cable coaxial, es deseable maximizar el diámetro de estos componentes y, en particular, el diámetro del conductor interior. La línea de alimentación 224 presenta preferiblemente un diámetro menor de 5 mm. Cuando la línea de alimentación 224 se inserta por sí misma, puede ir recubierta con un material biocompatible, por ejemplo, parileno C. De lo contrario, la línea de alimentación 224 (y la sonda conectada 226) puede insertarse a través de un tubo endoscópico.

La adaptación de la impedancia puede implementarse a cualquiera o todos de los siguientes lugares:

- 1) El extremo proximal del primer conjunto 228
- 2) El extremo distal del primer conjunto 228
- 3) El extremo proximal del segundo conjunto 224
- 4) El extremo distal del segundo conjunto 224.

La adaptación de la impedancia se realiza normalmente con transformadores coaxiales de cuarto de onda (o múltiplos impares de los mismos). Realizando la adaptación de la impedancia en una posición distinta en la interfaz entre el extremo distal del conjunto de cables 225 y la antena 226 se aumenta la facilidad de fabricación de la sonda ya que las posiciones mencionadas anteriormente son más accesibles que el extremo distal de la estructura. Por otra parte, los conjuntos de cables 224, 228 no tienen que ser de 50 Ω si se utilizan transformadores, es decir, elementos de menor impedancia facilitan mayores densidades y conjuntos de mayor impedancia facilitan mayores tensiones. Conjuntos que no sean de 50 Ω pueden presentar una menor pérdida de inserción y mayor flexibilidad a la geometría física del conjunto.

Si se requiere una mayor transformación, puede utilizarse más de un transformador en cada posición coincidente. Por ejemplo, normalmente no resulta práctico transformar de 1 Ω a 50 Ω en una única etapa. Sin embargo, esto puede conseguirse más eficazmente utilizando, por ejemplo, un par de transformadores que realicen la transformación en etapas.

Preferiblemente, realizar la adaptación de impedancia en las posiciones alternativas mencionadas anteriormente significa que no es necesario realizar la adaptación en el extremo distal del segundo conjunto de cables. Por ejemplo, si la impedancia característica de la estructura de antena 226 es, por ejemplo 12,5 Ω , al segundo conjunto de cables 224 se le podría dar una impedancia característica de 12,5 Ω para igualarla y el segundo cable podría adaptarse en impedancia al extremo distal del cable de alimentación 224 (cuya impedancia característica es de 50 Ω) utilizando un transformador de cuarto de onda con una impedancia característica de $\sqrt{12,5 \times 50} = 25 \Omega$.

La impedancia característica del "transformador de onda" puede conseguirse alterando el diámetro del material dieléctrico en el conjunto de cables 224 para una distancia igual a un múltiplo impar de cuartos de longitud de onda.

Un medio alternativo para substituir el transformador de adaptación de impedancia entre la estructura de la antena y el extremo distal del cable de alimentación por un transformador en una posición que sea más accesible, por ejemplo, en el extremo proximal del cable de alimentación, es hacer que la longitud de la línea de transmisión entre

el transformador (situado en el extremo proximal del cable de alimentación) y la antena del extremo distal sea un múltiplo exacto de la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento, es decir, $\frac{2n-1}{2} \lambda$.

La teoría de la línea de transmisión establece que si la distancia de la línea de transmisión es un múltiplo exacto de $\lambda/2$, entonces la impedancia en el extremo de la fuente es la misma que en el extremo de carga.

5 En la presente invención, la impedancia de la carga (en este caso, la impedancia que presenta la estructura de la antena al cable) es típicamente fija, pero es mucho menor que la impedancia característica de la línea llena. Así, la longitud de la línea de alimentación puede hacerse larga y puede insertarse un transformador en el extremo proximal para transformar la impedancia más baja a la impedancia del primer cable, que es preferiblemente de 50Ω.

10 Debido a las grandes variaciones de fase en frecuencias de microondas elevadas, puede ser deseable incluir un medio de regulación de fase en el segundo conjunto de cables.

15 La figura 29 muestra un ejemplo de una carga típica presentada al extremo distal del cable de alimentación 804. En este ejemplo hay cuatro estructuras de paletas 802 conectadas en paralelo, cada una con una impedancia característica de 20Ω, dando una impedancia combinada (Z_L) de 5Ω. Si la longitud del cable de alimentación 804 se regula para que sea un múltiplo exacto de $\lambda/2$ a 14,5 GHz, entonces la impedancia del cable de alimentación es teóricamente transparente, por lo que puede ser cualquier valor (aunque típicamente se utiliza un cable de 50Ω por conveniencia). Dadas las condiciones anteriores, la impedancia (Z_s) que se "ve" en el extremo proximal 806 del cable liberado es la misma que la que se ve en el extremo distal, es decir, 5Ω. Entonces se realiza una transformación de impedancia para coincidir la impedancia de 5Ω con la de 50Ω del primer cable 808, es decir, se requiere un transformador de $\sqrt{5 \times 50} = 15,8\Omega$. La longitud del transformador ha de ser un múltiplo impar de un cuarto de onda ($\lambda/4$) a 14,5 GHz para permitir que la sección de línea de transmisión actúe de transformador. Un regulador de fase 810 se conecta al extremo proximal del cable de alimentación 804.

25 Alternativamente, los conjuntos de cables 228, 224 pueden empalmarse para formar un solo conjunto. El extremo distal del cable de alimentación 224 termina en la entrada de la sonda de antena de tratamiento 226. La antena de tratamiento 226 puede construirse utilizando un material dieléctrico flexible de baja pérdida con una matriz de antenas de parches fabricadas sobre un único lado, de una manera tal que permita que el patrón de radiación que se genera produzca un daño térmico uniforme del tracto esofágico 230, tal como se explica a continuación. Las antenas de parches 226 se enrollan antes de la inserción en el esófago 230 y se abren cuando se encuentran en el interior. Los parches radiantes u otras estructuras de antena apropiadas pueden ponerse en contacto con la pared del esófago 230 por lo que es deseable que los parches radiantes se fabriquen utilizando un material biocompatible, o bien que sus superficies vayan recubiertas con un material biocompatible.

35 Los conjuntos de cables 224 228 pueden conectarse a la antena de la sonda 226 de manera que los tres elementos juntos formen un elemento desechable de un solo uso, es decir, ninguno de estos tres componentes puede desmontarse para volverse a utilizar.

40 La longitud de la sonda de antena puede ser de entre 1 cm y 5 cm, estando limitado el extremo superior del margen por el nivel de curvado necesario para permitir insertar la sonda 226 en la zona de tratamiento 230. La sonda 226 se cierra antes de extraerse. La configuración de la sonda se describe a continuación con mayor detalle.

45 Se explica ahora el suministro de energía al tejido a través del aparato descrito anteriormente con referencia a las figuras 3A y 3B. Si el cable de alimentación 224 es de 1 metro de largo y presenta una pérdida de 3 dB, entonces es concebible que la potencia en la entrada al cable de alimentación 224 sea de aproximadamente 48,5 dBm, si se supone que la potencia máxima del amplificador de potencia 208 es de 50 dBm (100 W) y la pérdida de inserción total de los componentes de microondas 252, 254, 211, 212, 256 y el primer conjunto de cables 228 es de 1,5 dB. El cable de alimentación 224 puede tener una impedancia característica diferente del valor estándar 50Ω, y utilizar un transformador de impedancia en el extremo proximal de 224 para adaptar la impedancia 224 al primer cable 228, que es típicamente de 50Ω. La ventaja de hacer que el cable de alimentación 224 no sea de 50Ω puede ser que la pérdida de inserción puede reducirse.

55 De este modo, 48,5 dBm (= 70,79 W) puede reducirse a 45,5 dBm (35,48 W) en la entrada a la antena 226. Esto implica que si el cable de alimentación 224 es de 1 metro de largo, entonces la pérdida por centímetro es 0,355 W, y si la longitud de la antena 226 es 3 cm, entonces la potencia por centímetro que puede lanzarse al tejido es 11,83 W, por lo tanto significativamente mayor que la pérdida a través del cable de alimentación.

60 La unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de la señal 214 se utilizan para controlar el funcionamiento del aparato. Las señales de los detectores 211, 213, 216 se filtran, se amplifican y tienen sus niveles de CC regulados antes de entrar en el microprocesador 214 para la manipulación y procesamiento de la señal. La

unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de la señal 214 reciben señales de entrada procedentes de los detectores 211, 213, 216, la unidad de control y visualización de usuario 218, 220, el circuito de barrera de aislamiento de DC del interruptor de pie 258, y los interruptores de bloqueo de seguridad (no mostrados aquí), por ejemplo, para indicar que se ha eliminado un panel o tapa y desactivar el sistema en consecuencia. Las señales enviadas desde la unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de la señal 214 incluyen: la señal de control TTL 205 para el interruptor de modulación de diodos PIN 204, las líneas de control digital 209 al atenuador de diodos PIN 206, y señales de información a la unidad de control y visualización de usuario 218, 220.

El microprocesador realiza diversas funciones matemáticas, tales como el cálculo de la energía suministrada a la carga de tejido biológico 230, e interpreta la información de control enviada desde la unidad de control y visualización de usuario 218, 220. El microprocesador puede ser una unidad de 16, 32 o 64 bits y puede incluir una placa de procesador digital de señal (DSP). La unidad de control y visualización de usuario 218, 220 permite al usuario especificar funciones de modos técnicos, tales como RMS y/o nivel de energía máxima, ciclo de trabajo, anchura de pulso, forma de pulso y secuencias de pulsos definidas por el usuario, es decir, variación de barrido de la amplitud del pulso y/o de anchura de pulso en un período de tiempo predeterminado. La unidad de control y visualización de usuario 218, 220 también puede configurarse para que funcione únicamente en modo quirúrgico, por lo que las funciones especificadas por el usuario y la información mostrada se limita, por ejemplo, puede ser sólo necesario entrar el tamaño de la lesión o la dosis de energía suministrada al tejido, y la pantalla de salida puede ser simplemente una gráfica de barras que muestre el nivel de energía y el tiempo de tratamiento que queda. Puede ser deseable que el usuario/operario especifique la modalidad de tratamiento solamente (por ejemplo, GORD) de modo que el sistema quede dispuesto para enviar el perfil de energía requerido (por ejemplo, dosis y patrón de impulsos) para tratar esta afección.

También es necesario que el sistema controle las condiciones de fallo. Por ejemplo, el detector de energía reflejada 213 se utiliza para establecer que el conjunto de cables esté conectado correctamente y que la antena esté funcionando correctamente. La demanda de energía y la energía real suministrada, que se controla mediante el detector 211, se comparan para asegurar que la energía de salida se encuentre dentro de un intervalo especificado del nivel de demanda de energía. El microprocesador 214 se utiliza para controlar las condiciones de fallo y marcará cualquier error que se detecte y puede estar dispuesto para desconectar el sistema en función de la gravedad del fallo.

El aparato puede incluir también un canal de supervisión y medios de comunicación de verificación cruzada entre el microprocesador y dicho canal de supervisión. Esto es para asegurar que los datos enviados por el microprocesador sean correctos y que el microprocesador esté funcionando correctamente. Se trata de un procedimiento para asegurar que, por ejemplo, no aparezca 50 W en la salida del amplificador 208 si se ha seleccionado una demanda de 1 W. El canal de control puede ser un microprocesador adicional, un único ordenador vinculado o incluso un programa que se ejecute en el mismo microprocesador utilizado para realizar la verificación. El canal de supervisión a menudo se denomina "guardián".

La unidad de control y visualización de usuario 218, 220 incluye un módulo de pantalla táctil, una pantalla LED/LCD 220 y unos interruptores contenidos por ejemplo dentro de una membrana impermeable, o cualquier otro dispositivo de entrada/salida adecuado.

El inicio del suministro de energía se realiza a través de un interruptor de pie 222. Un circuito de barrera aislante de CC del interruptor de pie 258 está conectado entre dicho interruptor de pie 222 y la unidad de microprocesador y los circuitos de acondicionamiento de la señal 214 para proporcionar una barrera de aislamiento de CC entre el circuito del interruptor de pie (conectado al usuario a través de un cable eléctrico), y la línea de radiación de microondas (que consiste en los componentes descritos anteriormente).

Para la implementación del esquema de control de energía, puede configurarse una demanda de energía mediante la unidad de microprocesador 214 de acuerdo con la dosis de energía, el tipo de lesión, el tamaño de la lesión, o las instrucciones de la modalidad de tratamiento entradas por el usuario mediante una unidad de control y visualización de usuario 218, 220. La unidad de microprocesador 214 enviará una señal de control digital 209 al atenuador de diodos PIN 206, y la información recibida por el detector de energía incidente 211 se compara con la señal de demanda de energía y la diferencia proporcionará una tensión de error que se utiliza para regular (aumentar o disminuir) la señal digital 209 aplicada al atenuador de diodos PIN 206 con el fin de forzar que el nivel de energía de salida siga el nivel de energía demandada. También es posible tener en cuenta la señal del detector de energía reflejada 213 al desarrollar el algoritmo de control de potencia. En este caso, la diferencia entre la medición de la energía incidente y la medición de la energía reflejada se compararía con la señal de demanda y se realizarían ajustes para permitir que la energía neta suministrada al tejido biológico 230 sea la misma que el nivel de energía demandada.

Una unidad de fuente de energía 240, por ejemplo, una batería o un convertidor CA a CC proporciona energía de funcionamiento (por ejemplo, corriente continua) a los dispositivos del aparato. En la disposición mostrada en la figura 3, la unidad de fuente de energía 240 tiene ocho salidas V_1 a V_8 . V_1 alimenta la fuente de microondas 200, V_2 alimenta el interruptor de diodos PIN 204, V_3 alimenta el atenuador PIN 206, V_4 alimenta el preamplificador 207, V_5 alimenta el amplificador de potencia 208, V_6 alimenta el microprocesador 214, V_7 alimenta la unidad de control y visualización del usuario 218, 220 y V_8 alimenta el circuito de aislamiento de CC del interruptor de pie 258.

Sonda de tratamiento

La configuración de la sonda de tratamiento se describe ahora con referencia a las figuras 4 a 21. La figura 4 muestra una disposición de una configuración básica de tres partes en el extremo de tratamiento del aparato mostrado en la figura 3. A partir de la línea de generación de radiación de microondas se envía una señal de microondas a través un cable coaxial 128. Esta energía se transfiere a un cable de alimentación coaxial más delgado 124 que está dispuesto para suministrar la energía a una matriz de antenas de parches 126. La matriz de antenas de parches 126 está formada en una lámina plana de material, que preferiblemente es flexible. El suministro de energía de microondas desde el cable de alimentación 124 se divide con el fin de proporcionar sustancialmente la misma energía a cada antena de parches, que está configurada para emitir un campo electromagnético a una frecuencia que se encuentra dentro de la región de frecuencias de microondas del espectro electromagnético.

La matriz 126 y el cable de alimentación 124 están adaptados para insertarse en el esófago. Esta adaptación puede implicar recubrirlos en un material biocompatible (por ejemplo, parileno C) y enrollar la lámina de antenas de parches en un tubo tal como se muestra en la figura 5, donde las antenas de parches radiantes quedan orientadas hacia afuera (es decir, hacia la pared del esófago durante el tratamiento). Tal como se ha mencionado anteriormente, el cable de alimentación 124 es semirrígido para facilitar la capacidad de empuje hacia la posición. Es preferible que el cable de alimentación 124 presente una configuración semirrígida flexible.

Las figuras 4 y 5 muestran una estructura de matriz de antenas de parches en dos dimensiones. Sin embargo, es posible tener sólo una matriz de una dimensión, por ejemplo, si se requiere el tratamiento con una precisión muy fina. De este modo, el tubo tal como se muestra en la figura 5 sólo puede tener un único anillo de antenas de parches alrededor de su circunferencia. El anillo único puede presentar, por ejemplo, forma de matriz lineal de ondas progresivas o una matriz lineal de parches de microbandas con una configuración de alimentación en serie. La figura 6 muestra un ejemplo de una estructura de alimentación de energía para antenas de parches 16 dispuestas en una matriz de una dimensión. La estructura de alimentación presenta una configuración a modo de árbol en cascada que comprende una serie de uniones en T en la que una línea de entrada se divide en dos líneas de salida. Por lo tanto, el suministro desde el cable de alimentación 124 se divide inicialmente en dos ramificaciones, cada una de las cuales se divide en dos ramificaciones adicionales, y así sucesivamente hasta que hay dieciséis ramificaciones, cada una de las cuales alimenta una sola antena de parches radiantes. Para mejorar la transferencia de energía a través del sistema (es decir, para evitar que la señal se refleje) la impedancia de cada ramificación de entrada está adaptada a la impedancia de las dos ramificaciones de salida. En la figura 6 esto se consigue disponiendo un transformador de cuarto de onda 127 en la unión donde una línea de transmisión de entrada 125 se divide en dos líneas de transmisión de salida. En el caso en el que la impedancia de la entrada y las líneas de transmisión de salida es distinta, la impedancia del transformador de cuarto de onda 127 debe calcularse para asegurar la adaptación de la impedancia adecuada. Si la impedancia de entrada se indica como Z_i y la impedancia de salida como Z_o , entonces una línea de longitud igual a un cuarto de onda (o un múltiplo impar de cuartos de longitudes de onda) y de una impedancia igual $\sqrt{Z_i Z_o}$ puede insertarse entre las dos impedancias para realizar la función de adaptación de impedancia. Es posible una configuración alternativa si se utilizan líneas de transmisión con la misma impedancia en toda la estructura de alimentación, por ejemplo, la estructura de alimentación completa puede utilizar líneas de 50Ω. En este caso, no son necesarios transformadores independientes de cuarto de onda. En cambio, pueden construirse ramificaciones alternativas de la estructura de alimentación con una longitud igual a un número impar de un cuarto de longitud de onda (es decir, $(2n-1)\lambda/4$). Estas ramificaciones actúan como transformadores de cuarto de onda efectivos. Las ramificaciones intermedias (líneas de transmisión entre las líneas de un cuarto de longitud de onda alternas) pueden tener cualquier longitud siempre que la distancia de todas las líneas de salida de una unión determinada a la siguiente unión sea igual.

La figura 7 muestra una disposición bidimensional con una estructura de conexión de alimentación en paralelo similar a la figura 6. Las redes de las figuras 6 y 7 se conocen como redes corporativas alimentadas.

La figura 8 muestra una disposición bidimensional alternativa. Por conveniencia, la figura 8 muestra la matriz en una configuración plana. Un sustrato 300 tiene dieciséis antenas de parches 302 montadas sobre el mismo en cuatro filas de cuatro, donde cada fila de cuatro está conectada en serie por una línea de transmisión 304. A cada una de estas filas se suministra energía desde una línea de alimentación principal 306 que se divide en ramificaciones paralelas 308, 310 de manera similar a la mostrada en las figuras 6 y 7 (es decir, todas las uniones son de impedancia adaptada). Las ranuras 312 están formadas entre cada fila de antenas adyacente 302. Las ranuras 312

se muestran como continuas, pero pueden ser separadas en una pluralidad de ranuras discretas. El sustrato 300 está formado de un material flexible (por ejemplo, *Rogers R/flex 3000* o un sustrato flexible y láminas de *Sheldahl Technical Materials* (www.sheldahl.com)), que permite enrollarlo en una forma tubular adecuada para la inserción en el esófago tal como se muestra en la figura 9. La figura 9 muestra el cable de alimentación 306 atravesando el centro del tubo antes de volver para unirse al sustrato 300.

Es deseable evitar el acoplamiento entre cualquier campo electromagnético producido por las líneas de transmisión 304 entre antenas de parches adyacentes 302 y el tejido que se está tratando. Idealmente, el campo de tratamiento lo deben producir solo las antenas de parches 302. Para lograr esto, las líneas de transmisión de conexión 304 están protegidas del tejido por una capa adicional de material dieléctrico. Esta estructura se muestra en detalle en la figura 10. Aquí puede apreciarse que el sustrato comprende una capa conductora de base 314 que tiene una primera capa dieléctrica 316 montada en la misma. Las líneas de transmisión 304 que interconectan las antenas de parches 302 van montadas sobre esta primera capa dieléctrica 316, y luego presentan una segunda capa dieléctrica 318 depositada sobre la misma. Las antenas de parches 302 van montadas sobre la segunda capa dieléctrica 318. Se disponen unas conexiones (no mostradas) para asegurar que las líneas de transmisión 304 puedan transferir la energía deseada a la antena de parches 302. La permitividad relativa del segundo sustrato 318 puede ser mayor que la del primer sustrato 316 para proporcionar un alto acoplamiento a la antena radiante. El grosor del segundo sustrato 318 puede ser menor que el del primer sustrato 316 con el fin de acoplar la cantidad deseada de energía entre los dos.

Aunque la disposición mostrada en las figuras 8 y 9 tiene parches radiantes 302 situados por toda la circunferencia del sustrato tubular 300, no se trata de una característica esencial de la presente invención. Si se desea, las antenas de parches 302 pueden extenderse sólo parcialmente (por ejemplo, 90° o 180°) alrededor de la circunferencia del tubo. Esto puede permitir que la sonda trate solamente un lado del esófago. En algunos casos, puede ser deseable utilizar un único parche radiante o una línea de parches o ranuras para formar una "paleta" y luego mover o manipular físicamente la "paleta" para tratar la lesión circunferencial. La sonda puede moverse mecánicamente alrededor en el interior del esófago, por ejemplo, manipulando el cable semirrígido, permitiendo así tratar distintas partes de la pared del esófago.

Las figuras 11A y 11B muestran un sustrato plano (antes del laminado) con una estructura radiante alternativa. El sustrato tiene una placa conductora de tierra que está separada de una placa conductora superior delgada por una capa dieléctrica. En las figuras 11A y 11B, en lugar de formar el elemento conductor superior en una pluralidad de antenas de parches, una serie de ranuras están formadas en la capa conductora superior, y es desde estas ranuras que se irradia un campo electromagnético. Las ranuras están situadas de manera que en la práctica desde las mismas se emite el campo eléctrico máximo, lo que significa que pueden quedar separadas $\lambda/2$, donde λ es la longitud de onda guiada, que es función de la permitividad relativa del sustrato material, y, cuando la antena está en contacto con el tejido a tratar, la permitividad relativa del tejido λ es función de la inversa de la raíz cuadrada de la permitividad relativa del sustrato y el tejido biológico; de este modo, los materiales con un mayor valor de permitividad relativa pueden producir ranuras menos separadas, lo que puede producir un daño térmico más uniforme. λ es también función de la frecuencia de microondas.

De este modo, la estructura que se muestra en la figura 11A consiste en una línea de alimentación de 50 Ω 502, seguida de un transformador de impedancia de cuarto de onda 504 que tiene una longitud (L) de 3,2 mm y una impedancia característica de 25 Ω . L viene determinada por la permitividad relativa del material de sustrato y la frecuencia de microondas.

Este transformador permite que la línea de alimentación de 50 Ω 502 sea de una impedancia adaptada a la impedancia de un radiador de ranuras 506 (cuyas ranuras no se muestran en la figura 11A), que tiene una impedancia característica de 12,5 Ω (es decir $\sqrt{50 \times 12,5} = 25 \Omega$).

La figura 11B muestra las ranuras radiantes en el radiador de ranuras 506. En esta realización, la anchura de la ranura varía a lo largo del radiador para garantizar que la energía transferida al tejido biológico sea uniforme a lo largo del radiador 506. Puede apreciarse que la ranura más cercana al generador tiene la longitud más pequeña y la ranura más alejada del generador tiene la longitud más grande. De esta manera, de cada ranura emana la misma cantidad de energía para permitir exponer el tejido biológico a la misma cantidad de energía a lo largo de la longitud de la antena. En la realización particular mostrada en la figura 11B la separación entre las ranuras es de 0,6 mm y la anchura de las ranuras es 0,4 mm, con lo que la separación es de 1 mm. La estructura consistía en 20 ranuras y la longitud total de la estructura mostrada es de 19,4 mm.

En la figura 12 se muestra la distribución de energía en el esófago a 14,5 GHz. La densidad de potencia (W/m^2) suministrada al tejido 508 es esencialmente uniforme en toda la longitud de la estructura radiante, de modo que diseñando una estructura con una correcta anchura, longitud y separación de las ranuras puede realizarse una antena práctica.

En las estructuras mostradas en las figuras 11A y 11B y simuladas en la figura 12, la anchura de la línea de ranuras radiantes era de 2,5 mm, de modo que la estructura podría insertarse bajo el canal del instrumento de un endoscopio y utilizarse como una configuración de "paleta" para el tratamiento de las paredes del esófago. Una estructura de paleta similar a la que se muestra aquí se ha identificado como un útil quirúrgico adecuado para el tratamiento de problemas esofágicos.

Si se requiere extender la longitud de la paleta (radiador de ranuras) entonces esto sería un proceso relativamente sencillo, es decir, la variación de la geometría de las ranuras radiantes podría permitir desarrollar una estructura con una longitud total de más de 40 mm. La anchura de la ranura más ancha sería similar a la anchura de la ranura mostrada en la figura 11B, por lo tanto, podría disponerse una estructura radiante de 40 mm en el interior del canal del instrumento de 2,8 mm de diámetro del endoscopio estándar.

En la estructura que se muestra aquí el plano de tierra cubre toda la anchura del dieléctrico, es decir, 2,5 mm. El grosor de cobre para la metalización superior e inferior era de 0,018 mm y el grosor de la capa dieléctrica era de 0,1 mm. Estas dimensiones corresponden a los materiales laminados flexibles *Rogers R03003* o *R03006*.

La estructura de ranuras produce efectivamente un conjunto de distribuciones de campo individuales. Para lograr un efecto de tejido uniforme, es deseable que estas distribuciones de campo individuales se solapen entre sí, tal como se muestra en el extremo de la derecha de la figura 12. Combinando una serie de distribuciones de campo efectivamente desfasadas puede mejorarse la uniformidad general a lo largo de la longitud de la matriz (alrededor de la circunferencia de la sonda).

En una configuración alternativa, la sonda de tipo con ranuras puede construirse a partir de una estructura de tubo coaxial que tenga un elemento conductor interior separado de una capa conductora exterior por un material dieléctrico. En la capa conductora exterior puede haber ranuras circunferenciales, es decir, la capa dieléctrica puede estar expuesta a intervalos a lo largo de la longitud del tubo. Al igual que antes, no es necesario que las ranuras se extiendan completamente alrededor de la circunferencia del tubo y quedan separadas $\lambda/2$, con la primera ranura situada a una distancia de $\lambda/4$ del extremo distal del tubo y el extremo distal termina con un buen corto circuito para que el campo electromagnético máximo sea irradiado a una distancia de $\lambda/4$ y múltiplos impares de la misma desde dicho cortocircuito.

Las figuras 13 y 14 muestran la inserción de la sonda en un esófago y el tratamiento del esófago respectivamente. En la figura 13, la sonda tubular 300 mostrada en la figura 9 se desliza alrededor de la circunferencia de un tubo endoscópico 320. El tubo se inserta entonces por ejemplo a través de la cavidad de la nariz hacia el esófago 330 para extirpar una zona de tratamiento 322. Durante la inserción, el sustrato se encuentra en una configuración de acceso compacta contra la superficie del tubo endoscópico 320. Una vez en posición, la sonda 300 es empujada alejándose del extremo del tubo endoscópico 320 mediante una barra portante 324 (que puede ser el cable de alimentación semirrígido descrito anteriormente). En la barra portante 324 va montado un mecanismo de apertura/cierre (no mostrado) y, al activarse, hace que la sonda 300 se expanda tal como se muestra en la figura 14 de manera que las antenas de parches radiantes quedan muy cerca o en contacto con la zona de tratamiento 322.

La figura 15 muestra el mecanismo de apertura/cierre en el extremo de la barra portante 324 con la sonda 300 eliminada. El mecanismo de apertura/cierre incluye un elemento axialmente móvil 326 montado en la barra presentando una conexión eléctrica (no mostrada) que se extiende hacia atrás a través de la barra para que el usuario pueda controlar el movimiento del elemento 326 desde el exterior del dispositivo. Unos muelles 328 tienen un extremo unido a la barra portante 324 y otro extremo unido al elemento móvil 326 de modo que, cuando el elemento móvil 326 se mueve a lo largo de la barra 324, los muelles 328 se extienden o se contraen en la barra 324. Cuando la sonda 300 se coloca sobre este mecanismo, los muelles 328 están dispuestos para empujarlo hacia el exterior, por ejemplo hacia la zona de tratamiento.

La figura 16 muestra el funcionamiento del mecanismo de apertura/cierre con mayor detalle. El elemento de movimiento axial 326 comprende un alojamiento 332 en una posición fija en la barra 324. La carcasa sostiene una bobina 334 a través de la cual la corriente pasa desde la fuente de corriente 340 al pulsar el interruptor 338. En la barra portante 324 por debajo de la bobina 334, va montado de manera deslizante un casquillo 336. El casquillo está fabricado en un material que tiene una alta permeabilidad relativa (mayor que la permeabilidad relativa de la barra portante) de modo que cuando la corriente pasa a través de la bobina 334 una fuerza experimentada por el casquillo 336 debido al campo magnético generado por el flujo de corriente en la bobina 334 hace que el casquillo se mueva axialmente a lo largo de la barra 324. Los muelles 328 van fijados a la barra 324 y al casquillo 336.

El tubo endoscópico puede llevar en su interior la sonda 300 a la zona de tratamiento. Las figuras 17a y 17b muestran una sección transversal a través de la sonda 300 que muestra, respectivamente, una configuración de acceso, en la que el diámetro de la sonda 300 es lo suficientemente pequeño como para caber dentro del tubo

endoscópico 320 y una configuración de tratamiento en la que la sonda 300 se expande para disponer las antenas de parches 302 muy cerca de la zona de tratamiento. La sonda 300 puede unirse a los muelles 328 de modo que se mueva con ellos. Alternativamente, la sonda 300 puede quedar en reposo o ser empujada de manera natural hacia la configuración de acceso, por ejemplo, la configuración plegada mostrada en la figura 17A, de modo que cuando los muelles se encuentran retraídos, se contraiga automáticamente alejándose de la configuración expandida mostrada en la figura 17B.

En las figuras 18 a 21 se muestra otra realización de la sonda. Al igual que con las realizaciones anteriores, la sonda está formada a partir de un sustrato plano 400 que tiene estructuras de antenas de parches 402 fabricadas sobre el mismo. En esta realización, cada antena de parches está separada por una hendidura 404 a través del sustrato 400. Puede utilizarse una única ranura radiante o una pluralidad de las mismas para formar la disposición de lámpara. Con el fin de obtener un perfil de energías uniforme de un radiador de ranuras los tamaños de las ranuras varían a lo largo de la longitud del radiador de ranuras para que la energía o campos emitidos por cada ranura sea igual, con el fin de producir un perfil de energías uniforme dentro del tejido de tratamiento y producir un calentamiento térmico del tejido uniforme. Tal como se muestra en la figura 19, el sustrato se enrolla en forma tubular para utilizarse de manera que las ranuras 404 sean paralelas al eje del tubo. En esta configuración, cuando se empujan los extremos del tubo uno hacia el otro, las bandas de material que se encuentran entre las hendiduras 404 sobresalen hacia afuera, tal como se muestra en la figura 20. Al colocar las antenas de parches 402 entre las bandas, el saliente provoca que las antenas se extiendan hacia fuera, por ejemplo, para quedar muy cerca o en contacto con la zona de tratamiento. La figura 21 muestra esta configuración en funcionamiento. Inicialmente, se lleva la sonda 400 al sitio de tratamiento en un tubo endoscópico 420. Una vez que se encuentra cerca del lugar de tratamiento 422 en el esófago 430, la sonda 400 se empuja hacia fuera del extremo de tubo endoscópico 420 utilizando la barra portante 424 (cable de alimentación flexible, semirrígido). La configuración de lámpara puede retorcerse con el fin de reducir la separación entre parches radiantes. Esto puede ayudar a hacer que el campo sea más uniforme. En este caso, será necesario que la matriz de parches sea más larga para dar cabida al retorcimiento. En la barra portante 24 va montado un mecanismo de apertura/cierre de movimiento axial y unido a un extremo de la sonda 400. El otro extremo de la sonda va unido a la barra portante 424 de manera que, cuando el mecanismo de apertura/cierre se mueve a lo largo de la barra, los extremos de la sonda 400 se mueven acercándose o alejándose entre sí para hacer que las bandas que llevan la antena de parches 402 se expandan o se contraigan. Cuando la sonda se mueve hacia su configuración de tratamiento (expandida), se suministra energía a las antenas de parches 402 que irradian un campo electromagnético que penetra en la pared del esófago 430 a una profundidad o espesor de pared controlado.

La figura 22 muestra una configuración en la cual se utiliza una pluralidad de líneas de microbandas 516 en lugar de antenas de parches. En esta configuración, las líneas forman un tubo y pueden comprimirse (como en la lámpara china) y/o retorcerse para permitir que las líneas radiantes 516 hagan mayor contacto con las paredes del esófago.

Las líneas de microbandas están fabricadas en un material de sustrato flexible 508 con un recubrimiento metálico en cada lado. La figura 22 muestra un único transformador de impedancia 514 conectado entre la línea de alimentación 512 de 50 Ω y las líneas de microbandas 516. El transformador de adaptación 514 es una línea de longitud igual a un múltiplo impar del cuarto de longitud de onda a la frecuencia de interés (es decir, $\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$ donde n es un

número entero y λ_L es la longitud de onda cargada). La impedancia (Z_t) de la línea que constituye el transformador se selecciona para que sea igual a la raíz cuadrada de la impedancia de la fuente (Z_s), que aquí es de 50 Ω, multiplicado por la impedancia de las líneas de microbandas (Z_m) dividido por el número de líneas de la estructura,

es decir $Z_t = \frac{\sqrt{(Z_s Z_m)}}{n}$ donde Z_t es la impedancia característica del transformador, Z_s es la impedancia de la fuente, Z_m es la impedancia de cada una de las n líneas de microbandas, y n es el número de líneas. Puede ser más apropiado tener el transformador de adaptación situado en el extremo proximal del conjunto de cables de alimentación 224. En este caso, la impedancia característica del cable 224 puede regularse para coincidir la alimentación de la antena directamente con el cable y puede utilizarse un transformador entre el extremo proximal del cable 224 y el generador de 50 Ω.

En la figura 22 hay diez líneas de microbandas 516, cada una separada por una hendidura 518 que es un recorte tanto de la capa metálica como de la capa del sustrato.

En la práctica, el borde del sustrato 520 se une entonces a un borde del sustrato 522 por sellado o de otra manera para formar una estructura tubular. Puede hacerse que la anchura de los elementos radiales más extremos 524, 526 sea la mitad de la anchura de los elementos intermedios, de manera que los bordes más exteriores y los elementos extremos 524, 526 puedan unirse entre sí por ejemplo mediante soldadura. En este ejemplo, el material del sustrato 508 se elimina para dejar expuestos los bordes más exteriores y los elementos extremos 524, 526. Las ranuras 518 entre las líneas radiantes se recortan para permitir que la estructura se retuerza y se comprima. En la estructura mostrada en la figura 22 hay 9 ranuras 518 cortadas para las 10 líneas de microbandas radiantes 516.

El transformador de alimentación 514 no se limita al uso de una línea de microbandas de $\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$. Pueden

utilizarse otras configuraciones de alimentación que ya hayan sido tratadas en esta descripción. La ventaja de utilizar la estructura de alimentación (de transformador único) es que la construcción es sencilla y la radiación desde el propio transformador 514 es limitada debido a que se realiza desde una única línea. Si se requiere una transformación de impedancia grande, es decir, que se requiera hacer coincidir una carga de 1Ω con una fuente de 50Ω , puede ser apropiado utilizar dos secciones de transformador de $\lambda/4$. Por ejemplo, la primera sección puede ser de 20Ω y la segunda sección puede ser de 141Ω .

Es deseable recubrir superficies conductoras (parches o radiadores metalizados) con parileno C u otro material biocompatible adecuado. Se prefiere el parileno C debido al hecho de que es biocompatible, de fácil aplicación ya que puede ser recubierto conforme a la estructura. Considerando que un canal de un instrumento típico contenido dentro de un endoscopio tiene un diámetro de 2,8 mm y suponiendo que del mismo son utilizables 2,6 mm, entonces la circunferencia de una matriz de parches laminados de la estructura de microbandas es $\pi d = 8,17$ mm.

De este modo, si se utiliza una envoltura (o un único devanado), es decir, la estructura no tiene zonas superpuestas, puede utilizarse la estructura de siete bandas con dimensiones como se muestra en la figura 23.

La figura 24 muestra otra realización, en la cual una pluralidad de líneas de microbandas 602 están unidas a un balón quirúrgico 604 y se alimentan de un único transformador de cuarto de onda 606 conectado a una línea de alimentación única 608 (por ejemplo, con una impedancia característica de 50Ω , pero no limitado a este valor), donde la línea de alimentación forma parte del sistema de inflado (por ejemplo, suministro de agua).

En este aspecto de la invención, la teoría de que la energía de microondas está limitada a capas de metalización muy finas se utiliza para permitir que el conductor central de la estructura de cables coaxiales sea hueco y permita bombear agua al balón sin afectar a las propiedades de microondas de la estructura o la propagación del campo electromagnético.

Utilizando esta estructura existen una serie de ventajas. En primer lugar, el canal del endoscopio de 2,8 mm de diámetro puede utilizarse para propagar suficiente energía de microondas para provocar la ablación controlada del esófago con una estructura de sonda de antena apropiada fabricada, por ejemplo, en un balón médico inflable de agua convencional.

Los balones llenos de agua se prefieren a los balones llenos de aire debido a que la presión requerida para inflar es menor y, por lo tanto, si el balón estalla en el interior del paciente la estructura llena de agua producirá entonces un menor daño. Una ventaja adicional es que el agua en el conductor central puede ayudar a mantener fría la estructura de alimentación de microondas incluso en el caso de que se apliquen elevados niveles de energía (preferiblemente pulsada).

Tal como se muestra en la figura 24, una realización práctica del canal de agua/línea de alimentación de microondas 605 es utilizar un barra de dieléctrico 610 (por ejemplo nailon o PET) y eliminar el centro de esta barra para formar un tubo de pared gruesa. La pared interior del tubo tiene una capa de metalización 612 formada sobre el mismo, realizada a partir de un buen conductor con un grosor seleccionado para permitir que se propague sustancialmente toda la energía de microondas. La pared exterior del tubo también tiene una capa de metalización 614 para proporcionar el segundo conductor (por ejemplo, conductor de retorno a tierra) de la sonda. La combinación de la capa de metalización interior 612, la pared de dieléctrico 610, y la capa de metalización exterior 614 forma una estructura coaxial que permite que la energía de microondas se propague mientras que también proporciona un canal central 616 para permitir bombear agua hacia dentro y afuera del sistema desde la fuente 618 para permitir expandir y contraer (inflar y desinflar) el balón. La fuente 618 puede ser una jeringa con un medidor de presión, por ejemplo.

Esta disposición puede aplicarse particularmente a la frecuencia de funcionamiento preferida, es decir 14,5 GHz ya que la energía se limita a una capa de metalización muy delgada. La siguiente Tabla 1 muestra los resultados de cálculos para el grosor de materiales conductores comunes que pueden considerarse.

Tabla 1: Porcentaje de energía de microondas y grosor de conductores comunes a una frecuencia de 14,5 GHz

Material	Grosor (μm)		
	90%E	99%E	99,9%E
Cobre	1,26	2,53	3,79
Plata	1,23	2,46	3,68
Níquel	2,69	5,38	8,07
Acero	4,3	8,61	12,91

A partir de estos resultados, puede observarse que el grosor requerido para que el peor conductor garantice el paso de sustancialmente toda energía es $12,91 \mu\text{m} = 0,0129 \text{ mm}$.

5 Si se supone que la permitividad relativa del nailon a 14,5 GHz es 3,2 y que se requiere una línea de alimentación de 50Ω y si se supone, además, que puede disponerse un instrumento con un diámetro exterior de 2,7 mm bajo un canal de instrumento de endoscopio estándar con un diámetro de 2,8 mm, entonces el diámetro del tubo para introducir agua es de aproximadamente 0,6 mm, tal como se demuestra mediante la siguiente ecuación y tal como se ilustra en la figura 26. La impedancia característica de una estructura coaxial (Z_0) viene dada por

$$Z_0 = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{a}{b}$$

15 donde ϵ_r es la permitividad relativa de la barra (tubo), a es el diámetro interior del conductor exterior, y b es el diámetro exterior del conductor interior.

20 La figura 25 muestra una representación esquemática de la estructura de la sonda ilustrada en la figura 24. Presenta tres partes: la línea de alimentación 615, el transformador de cuarto de onda 617 y las líneas de microbandas (radiantes) 619. Hay seis líneas de microbandas 619, que (tal como se muestra por las líneas 602 de la figura 24) están unidas a la superficie del balón 604. La línea de alimentación 615 y el transformador 617 están formados por la estructura tubular coaxial descrita anteriormente. El diámetro interior del tubo coaxial en la sección del transformador se selecciona para proporcionar la impedancia requerida para realizar la transformación de impedancia deseada, es decir, adaptar la línea de alimentación a las líneas de microbandas 61a.

25 Si la línea de alimentación 615 tiene una impedancia de 50Ω y las seis líneas (o cables) de microbandas radiantes 619 cada una tiene una impedancia de 80Ω , el transformador de cuarto de onda coaxial 617 necesita una impedancia de $\sqrt{\left(\frac{80}{6}\right) \times 50} = 25,8 \Omega$ para que la línea de alimentación 615 coincida con las seis líneas radiantes 617.

30 Para realizar esta impedancia dentro de la estructura utilizando la barra de nailon descrita anteriormente, será necesario modificar el diámetro del conductor central a

$$\frac{2,7}{10 \times \frac{25,8 \times \sqrt{3,2}}{138}} = 1,25 \text{ mm}$$

Por lo tanto, el diámetro del orificio a través de la barra aumentará para una longitud igual a un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda cargada (o $\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$, donde λ_L es la longitud de onda cargada y n es cualquier

35 número entero). En este ejemplo la longitud podría ser $\frac{3 \times 10^8}{14 \times 10^9 \times 4 \times \sqrt{3,2}} = 2,891 \text{ mm}$. Si esta longitud es

inconveniente, entonces puede utilizarse 8,674 mm o 14,455 mm, es decir, $\frac{3\lambda_L}{4}$ o $\frac{5\lambda_L}{4}$. En la figura 27 se muestra una vista ampliada con dimensiones de esta estructura.

Las figuras 28A y 28B ilustran un balón cónico 700 en estado inflado y contraído respectivamente. En este caso, los elementos radiantes son parches conductores 704 fabricados alrededor de una circunferencia expansible de la superficie del balón 700. Una barra de guía rígida 702 (por ejemplo, de alambre duro, y a menudo denominado catéter) unida en el interior del balón 700 permite el control de usuario/operario en la posición del balón. En un extremo proximal se introduce aire o agua (marcado en la figura 28A) para inflar el balón 700. Cada parche conductor 704 es alimentado por un cable coaxial 706 por ejemplo, del tipo descrito anteriormente. Puede ser preferible alimentar cada cable coaxial hasta el canal del instrumento del endoscopio y combinar los cables en un lugar fuera del endoscopio. La combinación de energía puede conseguirse utilizando un transformador de cuarto de onda, un combinador de microbandas o un combinador de guía de ondas.

Los balones médicos normalmente están realizados de cloruro de polivinilo (PVC) flexible, polietileno reticulado o tereftalato de polietileno (PET). Otros materiales incluyen nailon y poliuretano. El propio balón puede ir envuelto alrededor de un eje de catéter para minimizar su perfil. Puede generarse vacío a través del balón para contraerlo.

Puede utilizarse, de hecho, un balón inflable como portador para diferentes tipos de estructuras radiantes. Por ejemplo, la matriz de parches conductores, la antena de líneas de hendiduras, la guía de ondas coplanarias y las estructuras monopolares radiantes que se han descrito anteriormente pueden todas montarse en un balón quirúrgico para tener acceso al sitio de tratamiento.

Para distribuir estructuras radiantes plurales (por ejemplo, antenas de líneas de hendiduras) alrededor de la circunferencia del balón de una manera equidistante y equilibrada, puede utilizarse un transformador de media onda entre la línea de alimentación y las estructuras radiantes. Tal como se ha explicado anteriormente, la teoría de la línea de transmisión dispone que transformadores o líneas de transmisión con una longitud que sea múltiplo impar de medias longitudes de onda son (suponiendo una línea de baja pérdida) transparentes en términos de impedancia. Por lo tanto, en teoría, puede realizarse un transformador de media onda con cualquier anchura sin afectar el entorno de microondas.

En otra realización, la estructura de alimentación puede incluir una división de un único punto en una línea de alimentación primaria a una pluralidad de líneas de alimentación secundarias. Las líneas de alimentación secundarias pueden estar inclinadas entre sí para permitir distribuir las antenas que éstas alimentan en la superficie del balón. La figura 30 muestra una ilustración esquemática de un ejemplo de una estructura de alimentación. La figura 30 ilustra una estructura de alimentación 900 que proporciona energía a partir de un único cable 908 de 50Ω (por ejemplo, que tiene una estructura tal como se ha descrito anteriormente) para cuatro líneas de alimentación de antenas 902 que alimentan cuatro antenas de ranuras radiantes (no mostradas) montadas sobre un balón quirúrgico (tampoco mostrado). La estructura de alimentación está configurada para distribuir las antenas por igual sobre la superficie del balón pero conseguir sustancialmente una misma división de energía entre ellas. Una línea de alimentación principal 906 que tiene una longitud predeterminada l_1 se divide en un único punto en cuatro líneas de alimentación secundarias 904, que forman un ángulo predeterminado θ entre sí y cada una de las cuales presenta una longitud predeterminada l_2 . La longitud de las líneas primarias y secundarias 904, 906 depende, por lo menos parcialmente, de sus respectivas impedancias. En una realización práctica en la que tanto la línea primaria como la secundaria son líneas de 25Ω y cada una de las líneas de alimentación de las antenas tiene una impedancia de $12,5\Omega$, seleccionando el valor de l_1 e l_2 como 3,2 o 9,6 mm y el valor de θ para que sea de 40° se tiene una división de energía sustancialmente igual entre las antenas. Cualquiera de las líneas de alimentación secundarias 904 puede ser suavemente curva, para permitir que las líneas de 25Ω se curven en cuatro lados del balón después del punto de división. Las longitudes que se dan tienen que medirse a lo largo del centro de las líneas de alimentación, y los centros de las líneas de alimentación secundarias 904 se encuentran en el centro del extremo de la línea de alimentación principal 906, desde donde se miden las longitudes l_1 e l_2 . Si se requiere sumar cualquier longitud impar para obtener las cuatro antenas en línea entre sí, esto puede realizarse utilizando las líneas de alimentación de las antenas 902 de $12,5\Omega$ sin afectar a la estructura de división.

El propio balón puede ser un material dieléctrico sobre el cual se deposite un material conductor (por ejemplo, una lámina metálica o similar) para formar las estructuras radiantes. Alternativamente, el balón puede ser parcialmente o totalmente metálico, por ejemplo, de modo que su superficie pueda actuar de radiador de líneas de ranuras.

En otra realización, el balón puede tener dos capas: una capa conductora exterior (por ejemplo, una lámina metálica) y una capa dieléctrica interior (por ejemplo, PVC, PET o similar). Unos orificios formados en la capa dieléctrica actuarán entonces de parches radiantes.

REIVINDICACIONES

1. Sonda (226) que presenta una configuración de acceso en la cual es insertable en un esófago y una configuración de tratamiento en la cual es accionable para tratar una zona de tejido de la pared del esófago con radiación de microondas, presentando la sonda:
- un sustrato flexible (300);
 - uno o más elementos radiantes en el sustrato flexible;
 - una estructura de alimentación (224) dispuesta para energizar el (los) elemento(s) radiante(s), provocando de este modo que el (los) elemento(s) radiante(s) emita(n) radiación de microondas; y medios de despliegue (326) dispuestos para transferir la sonda de su configuración de acceso a su configuración de tratamiento,
 - incluyendo la estructura de alimentación (224) un conductor a tierra (314) en el sustrato flexible (300), y
 - comprendiendo (los) elemento(s) radiante(s):
 - (i) una pluralidad de parches conductores (302) dispuestos en combinación con el conductor a tierra (314) para conducir corriente alterna (CA) a una antena para suministrar dicha radiación de microondas, caracterizado por el hecho de que cada parche conductor (302) presenta una dimensión de longitud o anchura mayor que es media longitud de onda de la radiación de microondas conducida por la estructura de alimentación cuando está cargada por el tejido a tratar; o bien, caracterizado por el hecho de que (los) elemento(s) radiante(s) comprende(n):
 - (ii) una pluralidad de ranuras no conductoras formadas en una o más bandas conductoras (506), estando dispuesta cada banda conductora (506) en combinación con el conductor a tierra (314) para conducir corriente alterna (CA) a una antena para suministrar dicha radiación de microondas,
 - en el que, en la configuración de tratamiento, el (los) elemento(s) radiante(s) está(n) dispuesto(s) para suministrar hacia fuera un campo de radiación substancialmente uniforme para transferir energía principalmente por radiación a la zona de tejido de la pared del esófago a tratar.
2. Sonda según la reivindicación 1, caracterizada por el hecho de que la estructura de alimentación (224) incluye un transformador de impedancia (127, 504) que tiene una longitud de $\frac{(2n-1)\lambda}{4}$, donde n es un número entero y λ es la longitud de onda de la radiación de microondas en la estructura de alimentación.
3. Sonda según la reivindicación 1 o 2 adaptada para utilizarse con una radiación de microondas que tiene una frecuencia de 5 a 60 GHz.
4. Sonda según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por el hecho de que la pluralidad de parches conductores (302) están conectados en serie a lo largo de una línea de transmisión (304) o bien conectados en paralelo mediante unas líneas de transmisión (308, 310).
5. Sonda según la reivindicación 1, caracterizada por el hecho de que la estructura de alimentación (224) está dispuesta para provocar que las adyacentes de la pluralidad de parches conductores (302) emitan campos que sean ortogonales entre sí.
6. Sonda según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por el hecho de que el sustrato flexible (300) incluye una sección tubular montada en una barra portante que presenta unas hendiduras axiales (404) en su superficie, cuyas hendiduras (404) definen unas bandas de sustrato que pueden moverse radialmente hacia fuera cuando los extremos de la sección tubular se mueven axialmente entre sí, y en que el (los) elemento(s) radiante(s) se encuentra(n) en la sección tubular de manera que, en funcionamiento, en la configuración de tratamiento, el (los) elemento(s) radiante(s) está(n) muy cerca o en contacto con la zona del tejido de la pared del esófago a tratar.
7. Sonda según la reivindicación 6, caracterizada por el hecho de que los medios de despliegue (324) incluyen una parte de control axialmente móvil para mover los extremos de la sección tubular (300) entre sí.
8. Sonda según la reivindicación 7, caracterizada por el hecho de que los medios de despliegue (324) incluyen:
- medios de accionamiento montados en la barra portante; y

- un casquillo que puede moverse axialmente montado en la barra portante, pudiéndose mover el casquillo a lo largo de la barra a través de los medios de accionamiento para provocar la expansión radial de la matriz tubular,
- 5 en el que los medios de accionamiento incluyen una bobina que lleva corriente eléctrica alrededor de la barra, y el casquillo queda dispuesto para actuar como multiplicador de flujo entre la bobina y la barra para provocar que éste se mueva axialmente respecto a la barra cuando pasa corriente a través de la bobina.
9. Sonda según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada por el hecho de que el sustrato flexible incluye una o más paletas (802) que pueden moverse entre una posición alineada adecuada para la inserción en el
- 10 esófago y una posición transversal extendida en la que los elementos radiantes se encuentran en una posición adecuada para el tratamiento.
10. Sonda según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada por el hecho de que el sustrato flexible
- 15 incluye un balón quirúrgico inflable (700) que es radialmente expansible de la configuración de acceso a la configuración de tratamiento.
11. Aparato para la ablación de tejido de la pared del esófago, incluyendo el aparato:
- 20 una fuente de radiación de microondas (100) que tiene una frecuencia de salida estable;
- una sonda (126) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores conectada a la fuente de radiación de microondas (100); y
- un controlador (114) dispuesto para controlar la cantidad de energía suministrada por la radiación de microondas al tejido a tratar.
- 25 12. Aparato según la reivindicación 11, que incluye un modulador (104) y un atenuador (106) conectados entre la fuente de radiación de microondas (100) y la sonda (126), en el que el controlador (114) está dispuesto para controlar el modulador (104) y el atenuador (106).
- 30 13. Aparato según la reivindicación 12, que incluye un amplificador (108) conectado entre la fuente de radiación de microondas (100) y la sonda (126), siendo controlable el amplificador (108) por el controlador (114) para amplificar una señal enviada por la fuente de radiación de microondas (100) a un nivel de energía adecuado para tratar una zona del tejido de la pared del esófago con radiación de microondas.
- 35 14. Aparato según la reivindicación 13, que incluye un acoplador de energía directo (110) y un acoplador de energía inverso (112) situados entre el amplificador (108) y la sonda (126) para detectar parte de la energía suministrada al tejido de la pared del esófago y reflejada del mismo, respectivamente, en el que el controlador (114) está dispuesto para recibir señales del acoplador de energía directo (110) y un acoplador de energía inverso (112) indicativo de las partes detectadas de energía incidente y reflejada, y para controlar el modulador (104) y el atenuador (106) en base
- 40 a las señales recibidas.

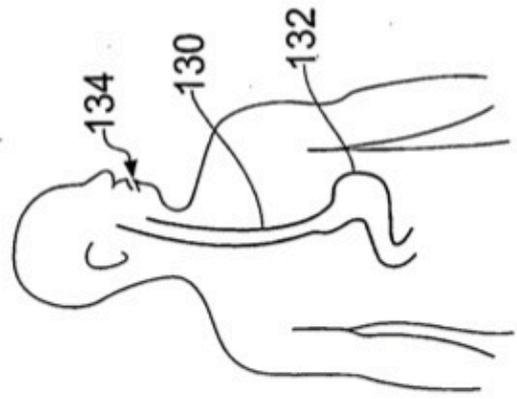
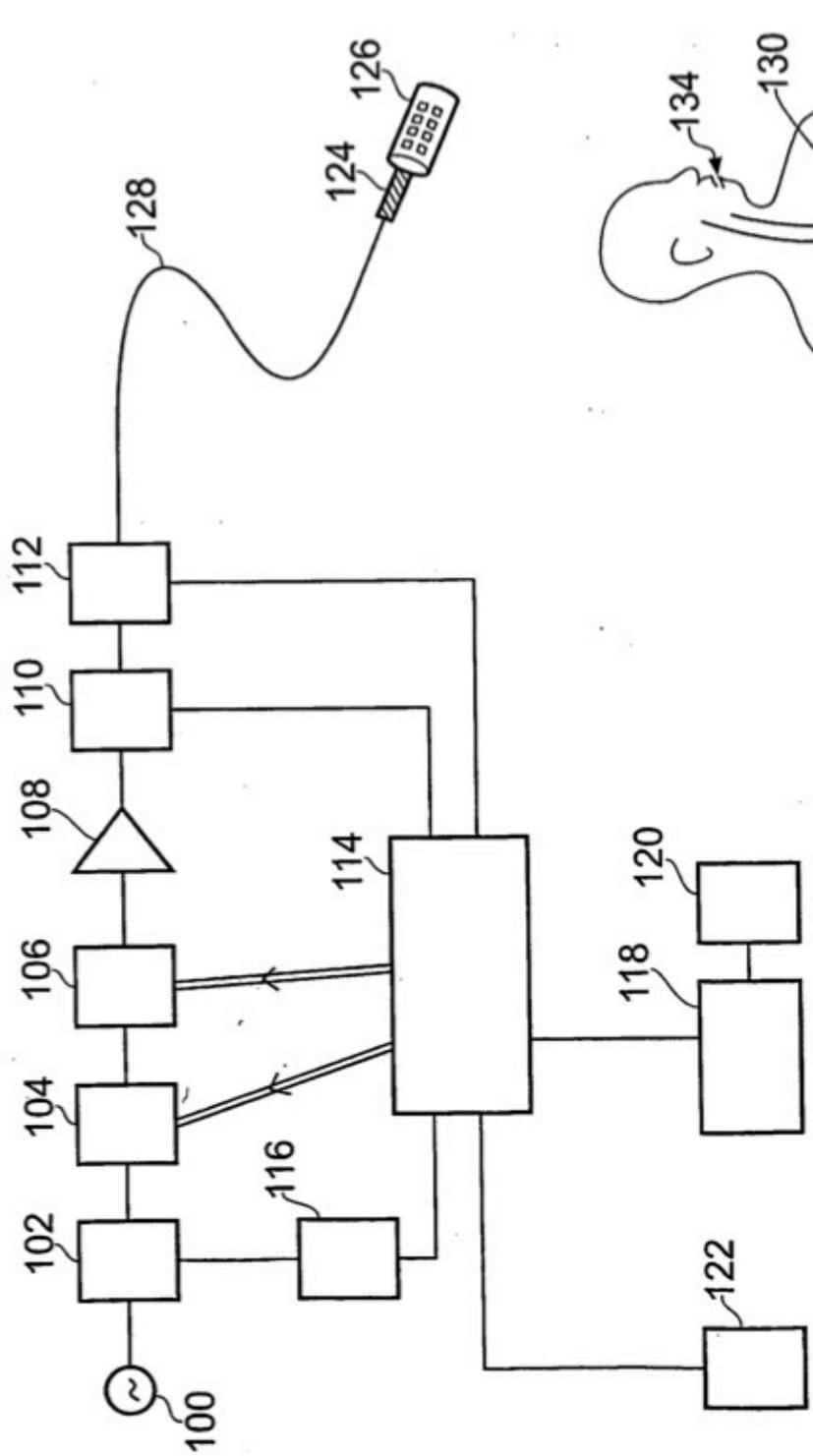


FIG. 2

FIG. 1

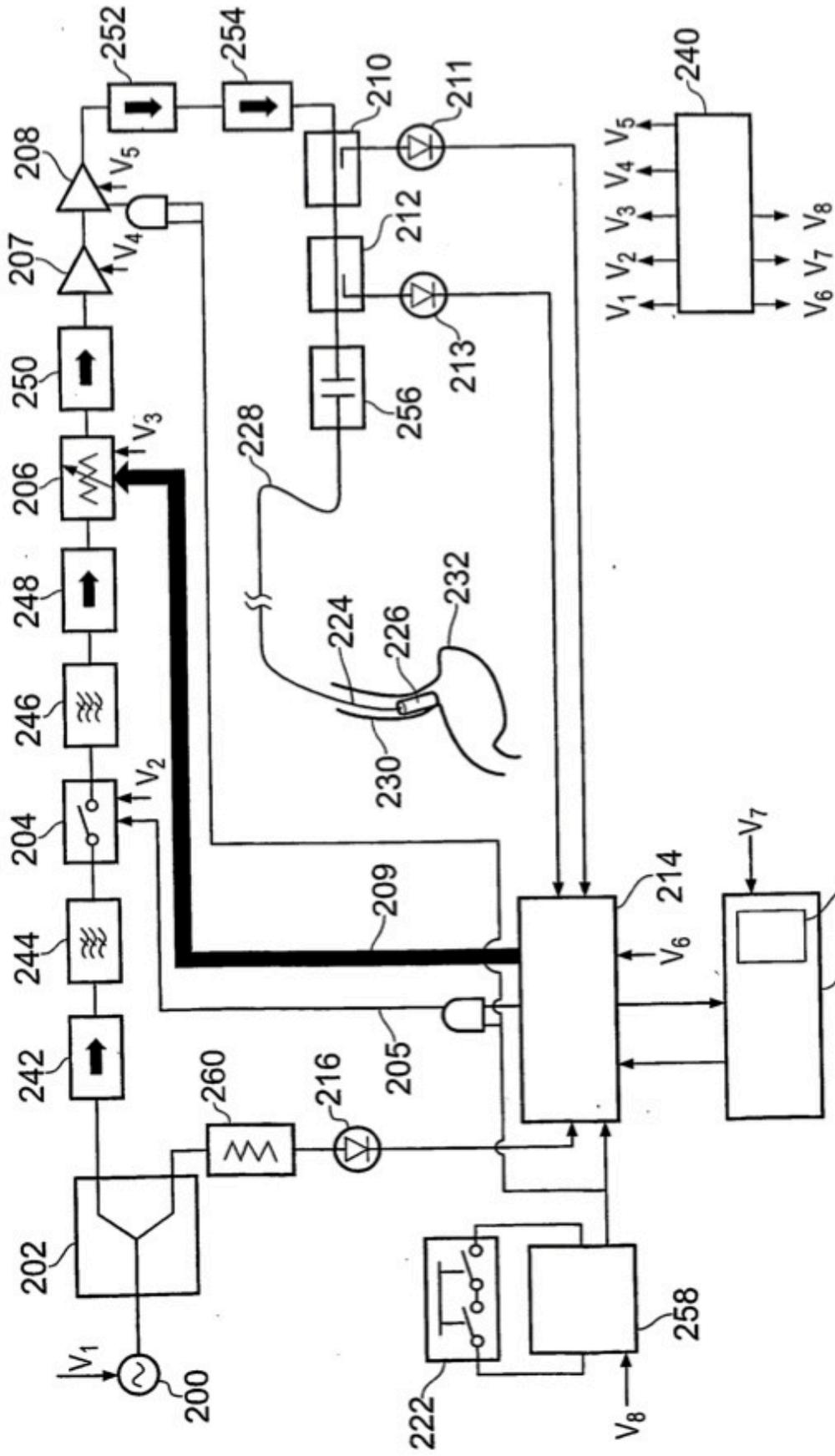


FIG. 3

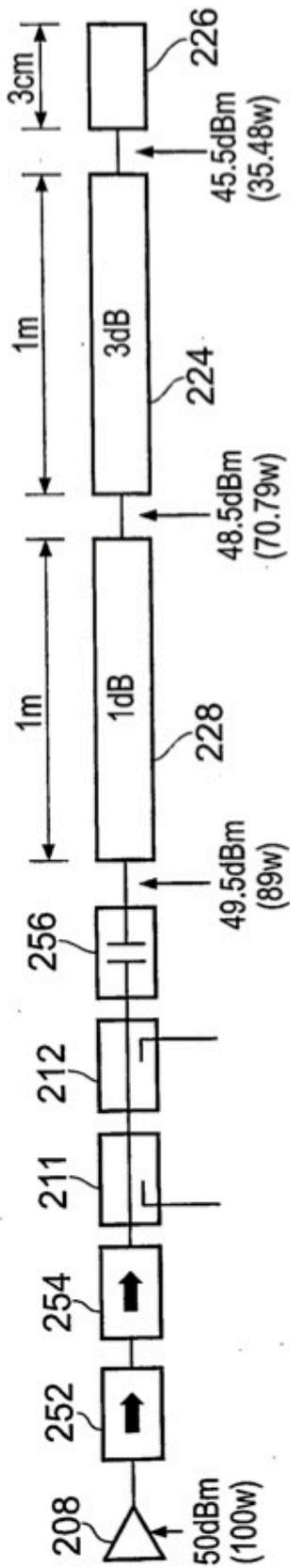


FIG. 3A

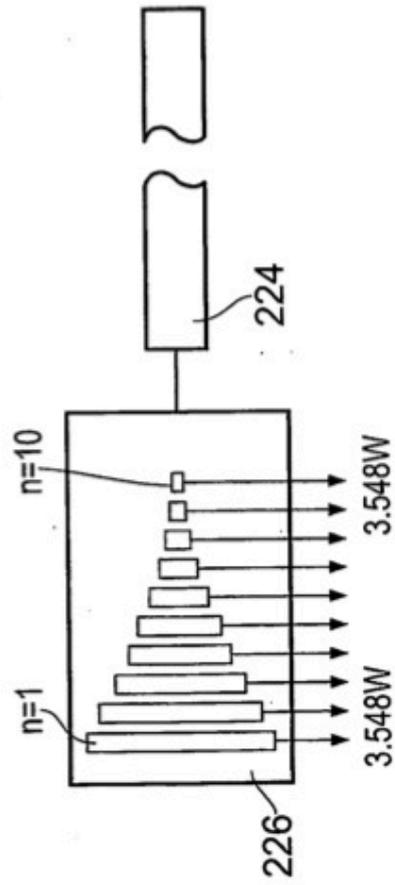


FIG. 3B

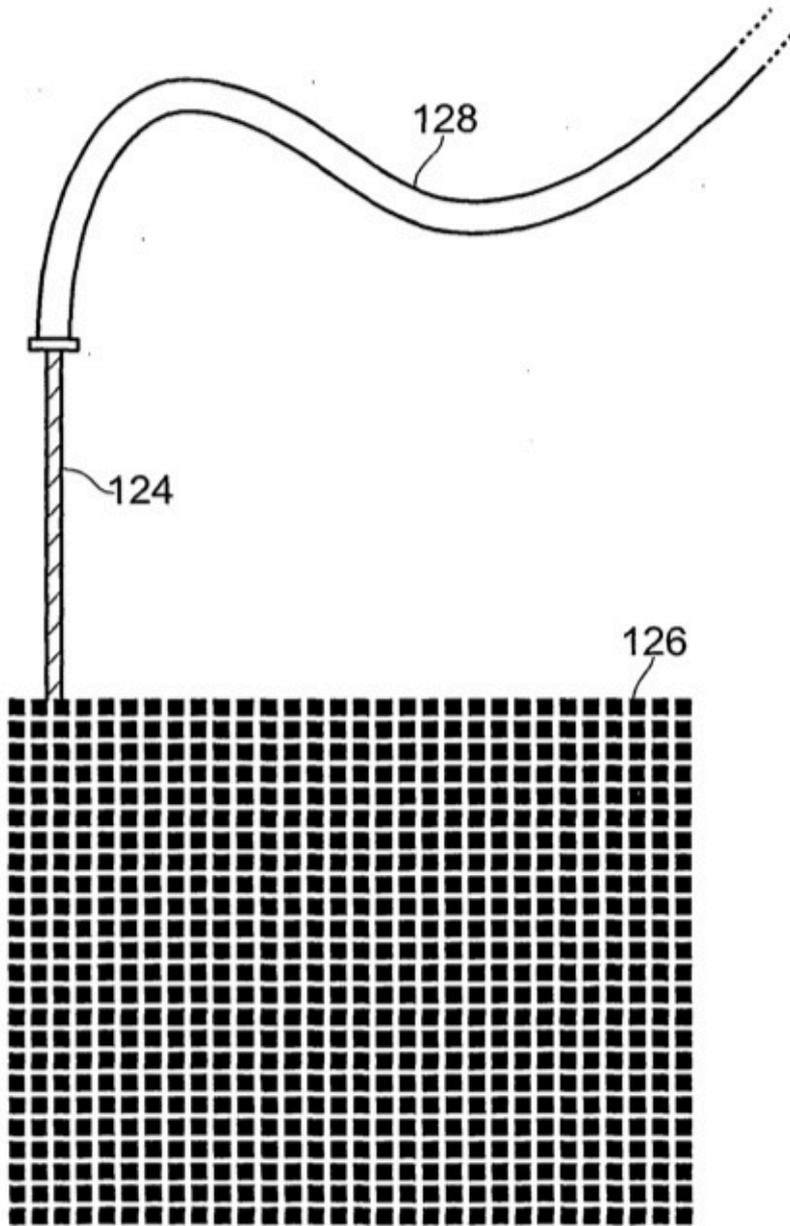


FIG. 4

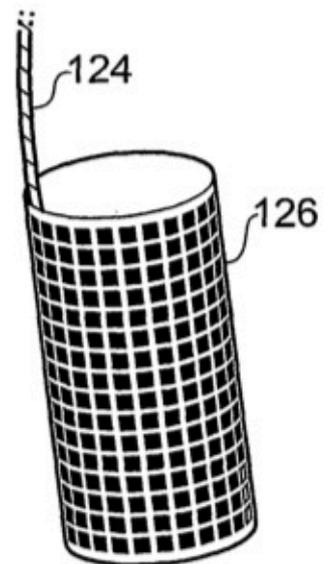


FIG. 5

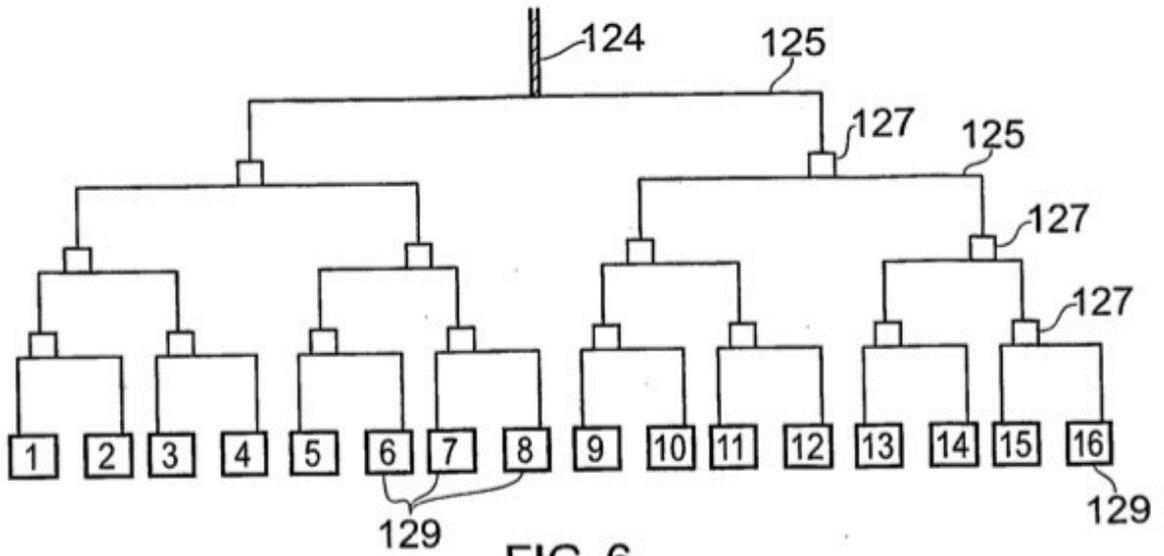


FIG. 6

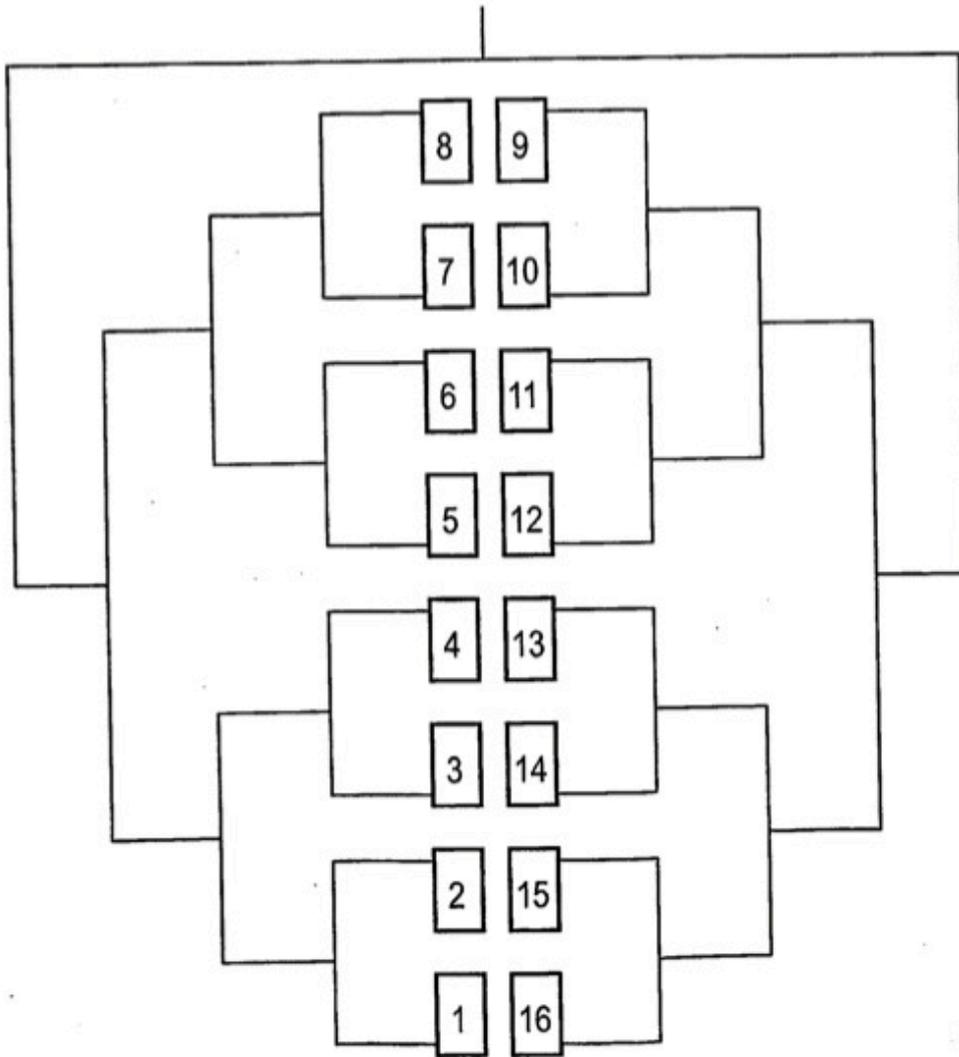


FIG. 7

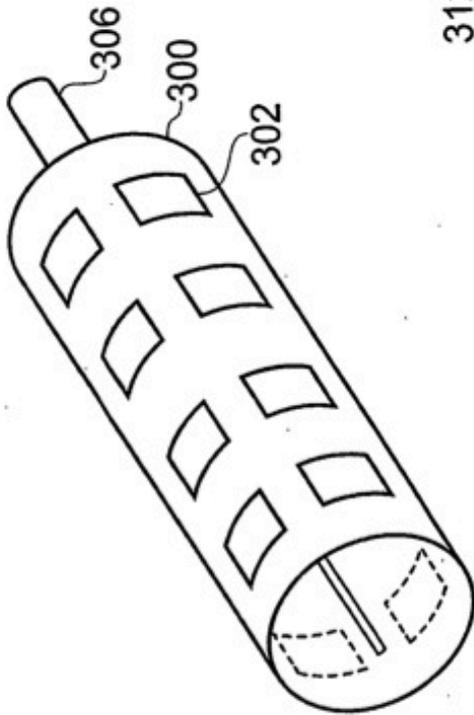


FIG. 9

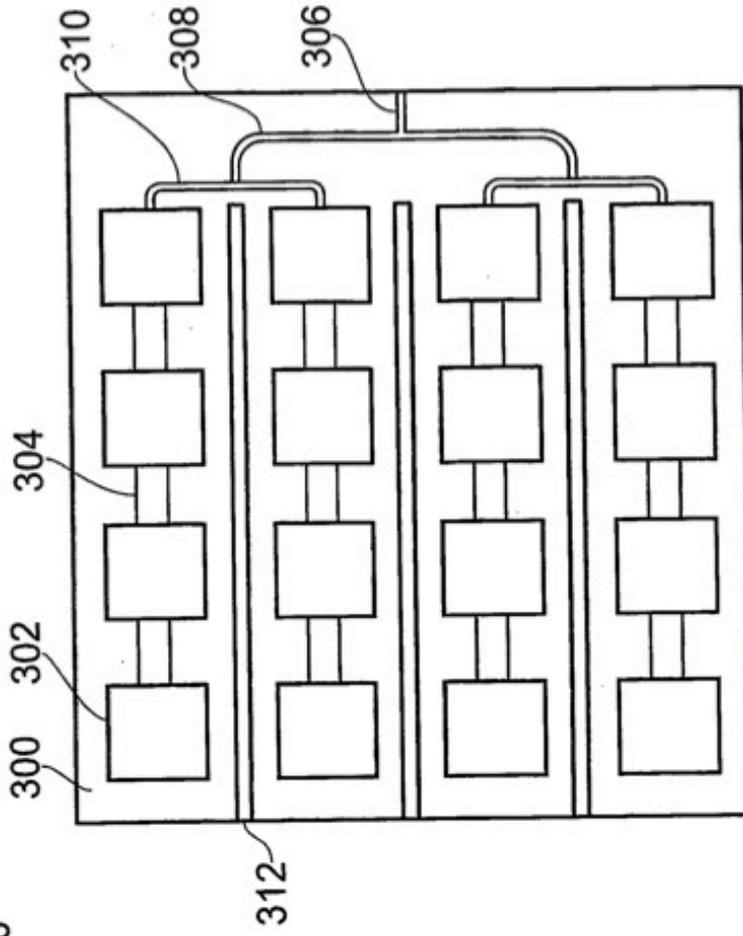


FIG. 8

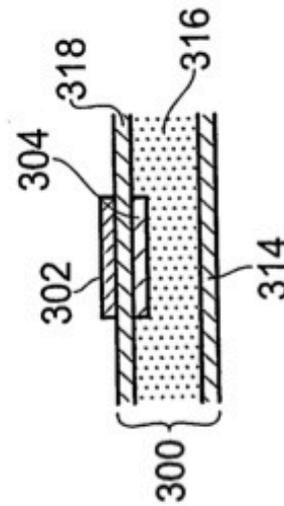


FIG. 10

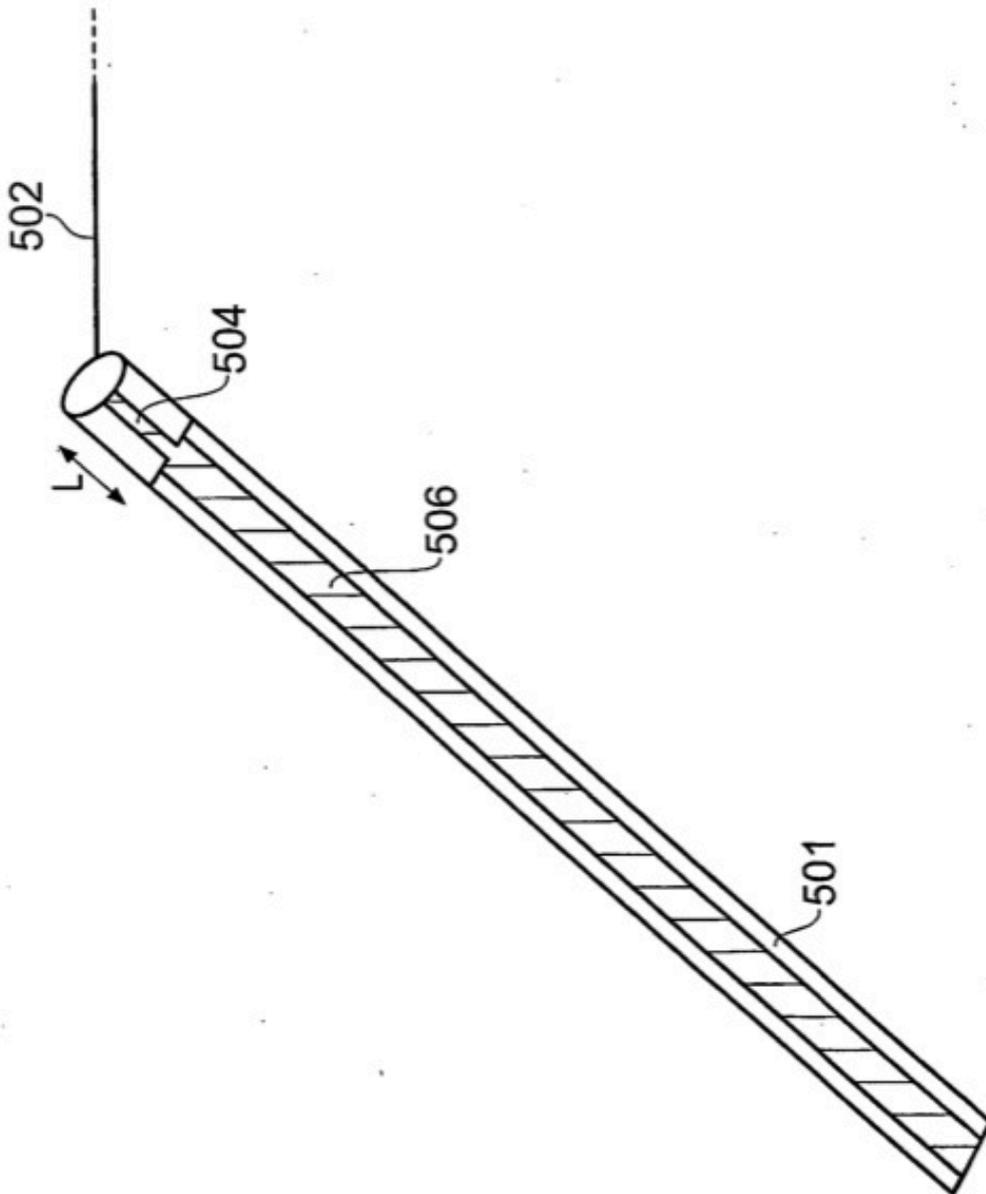


FIG. 11A

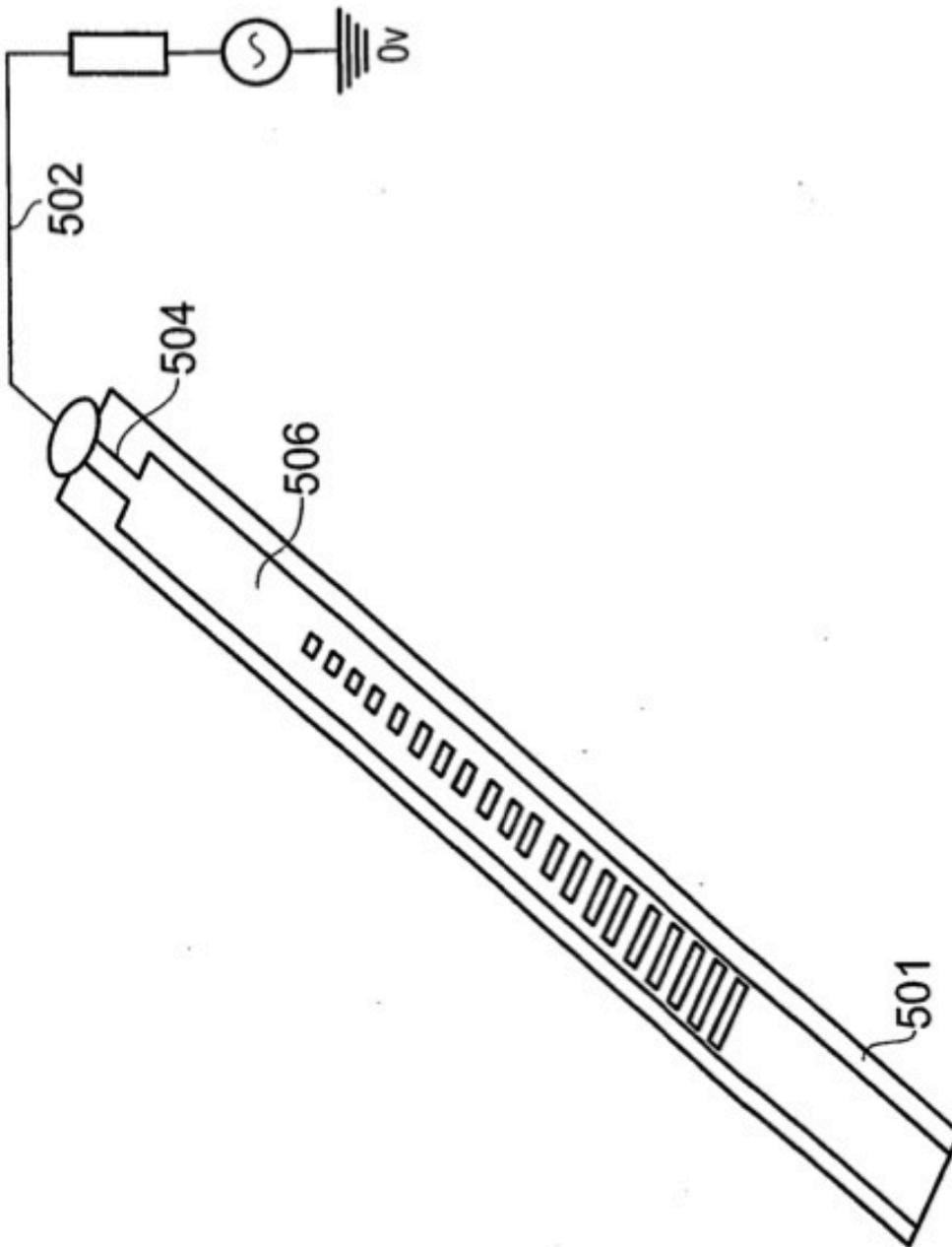


FIG. 11B

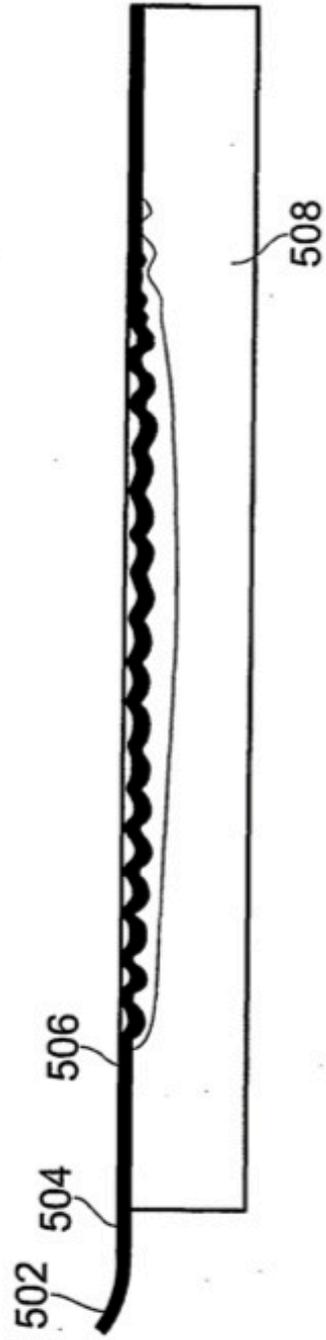


FIG. 12

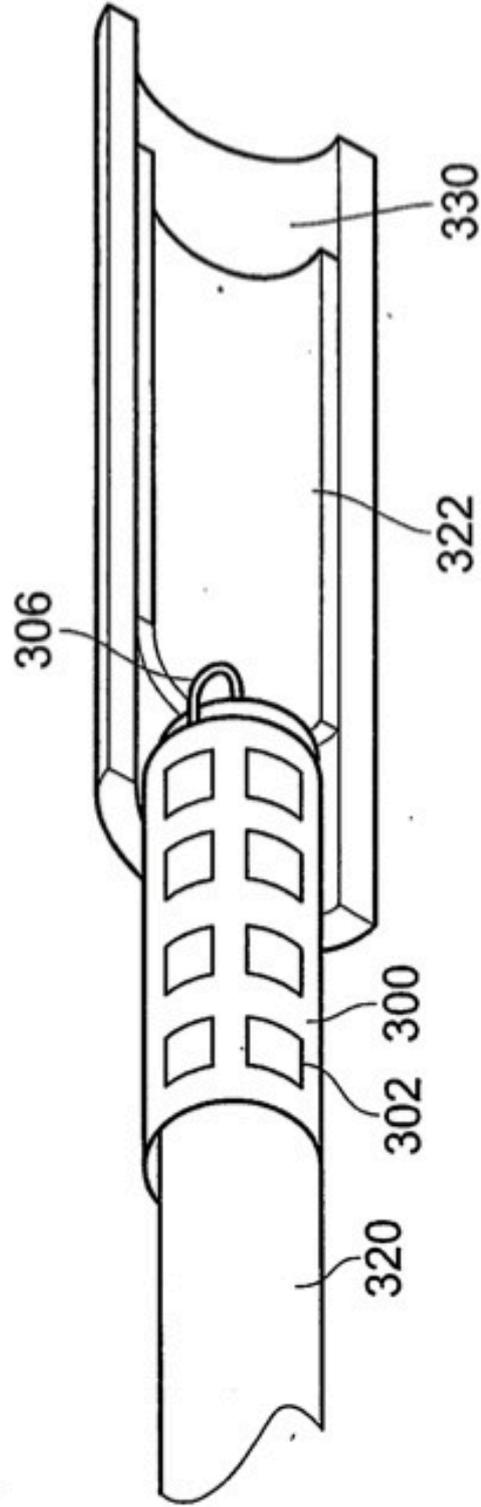


FIG. 13

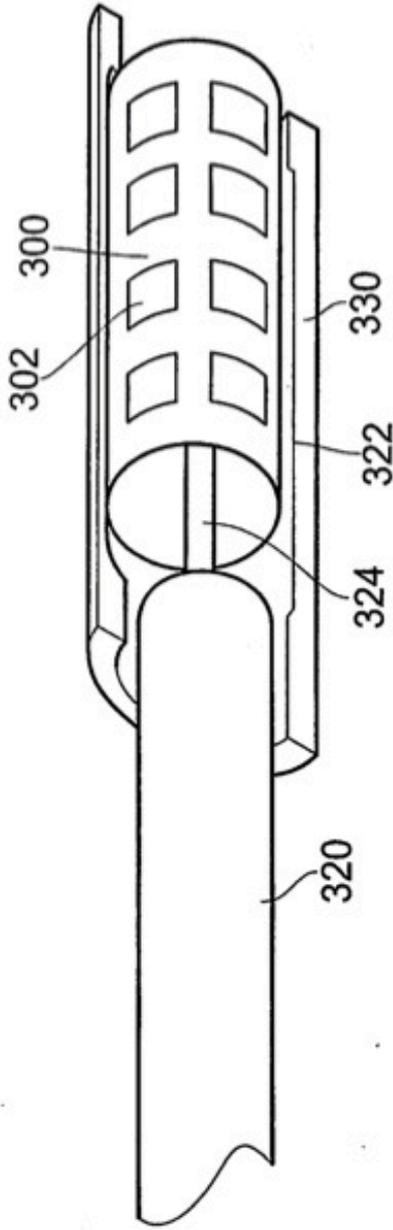


FIG. 14

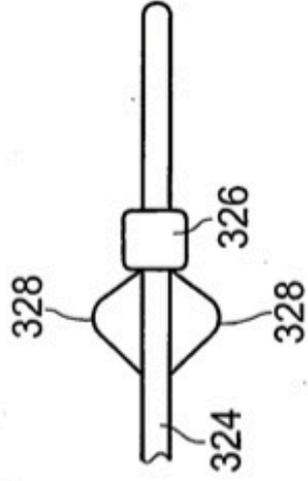


FIG. 15

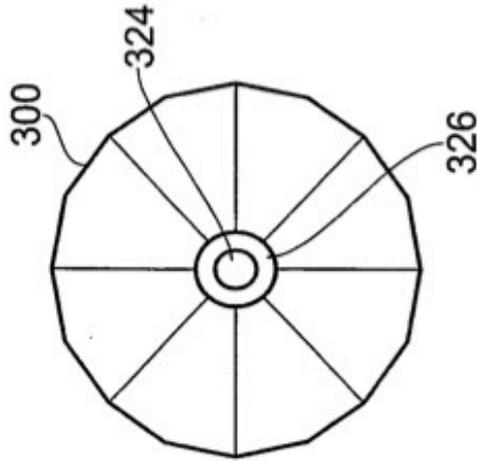


FIG. 17B

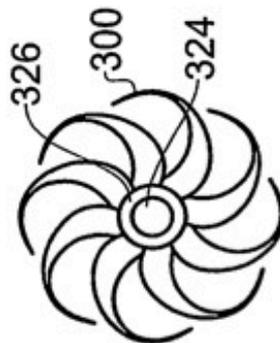


FIG. 17A

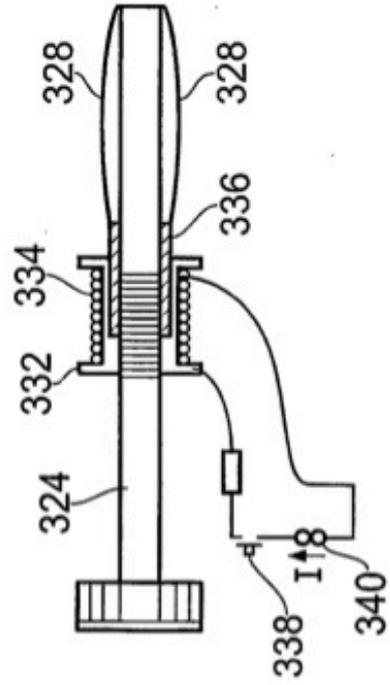


FIG. 16

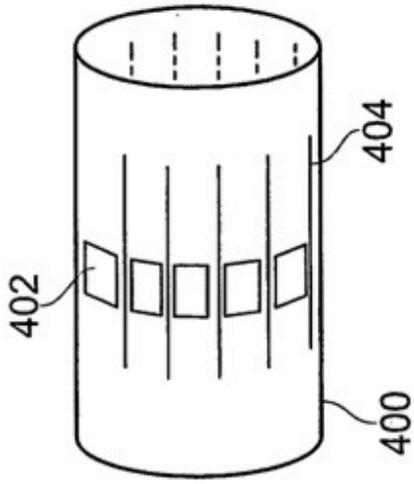


FIG. 19

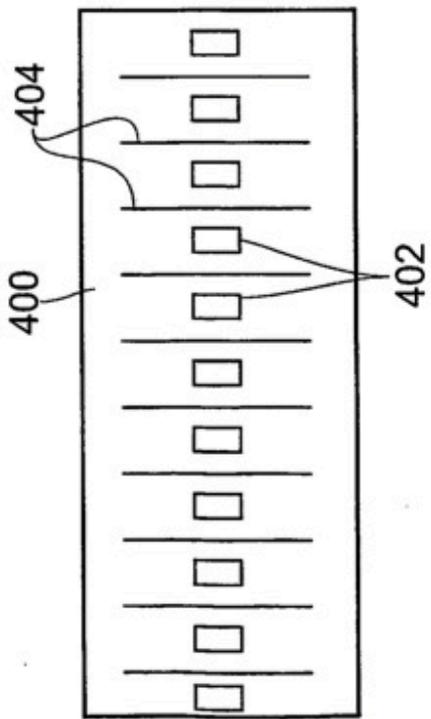


FIG. 18

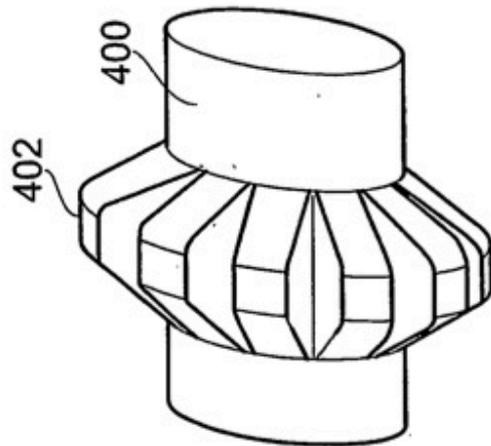


FIG. 20

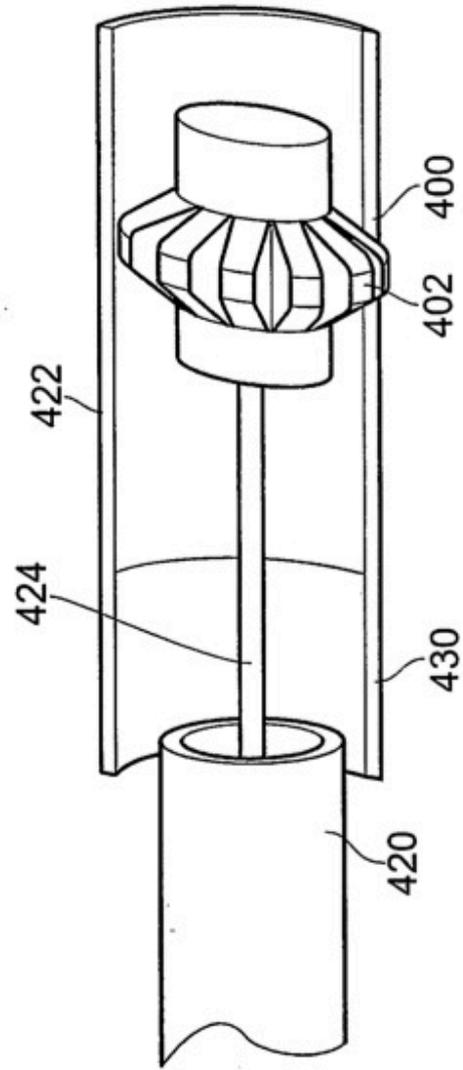


FIG. 21

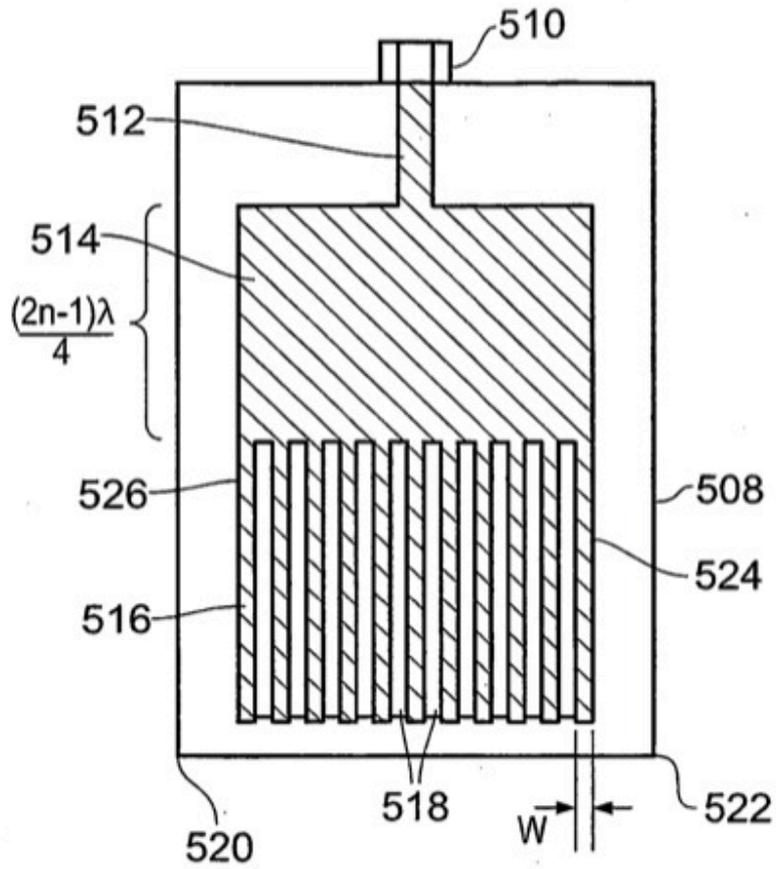


FIG. 22

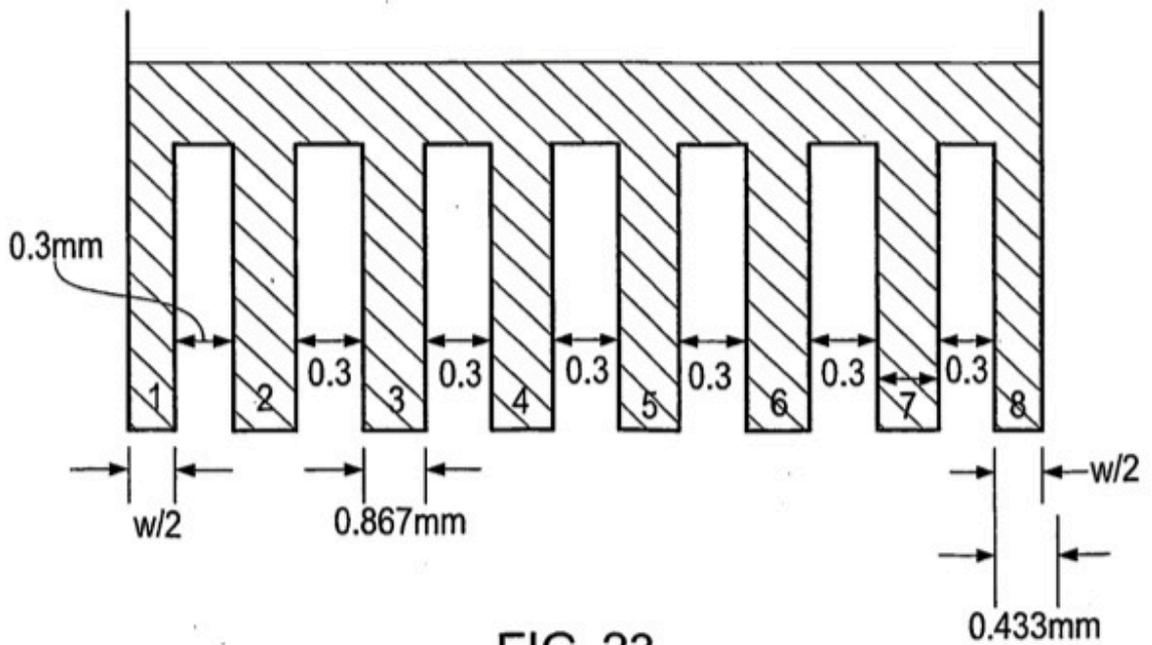


FIG. 23

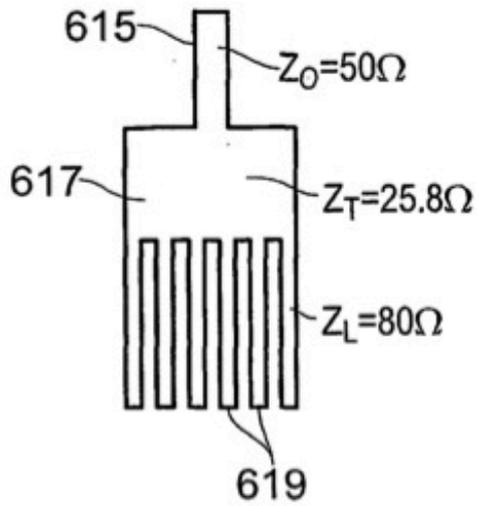


FIG. 25

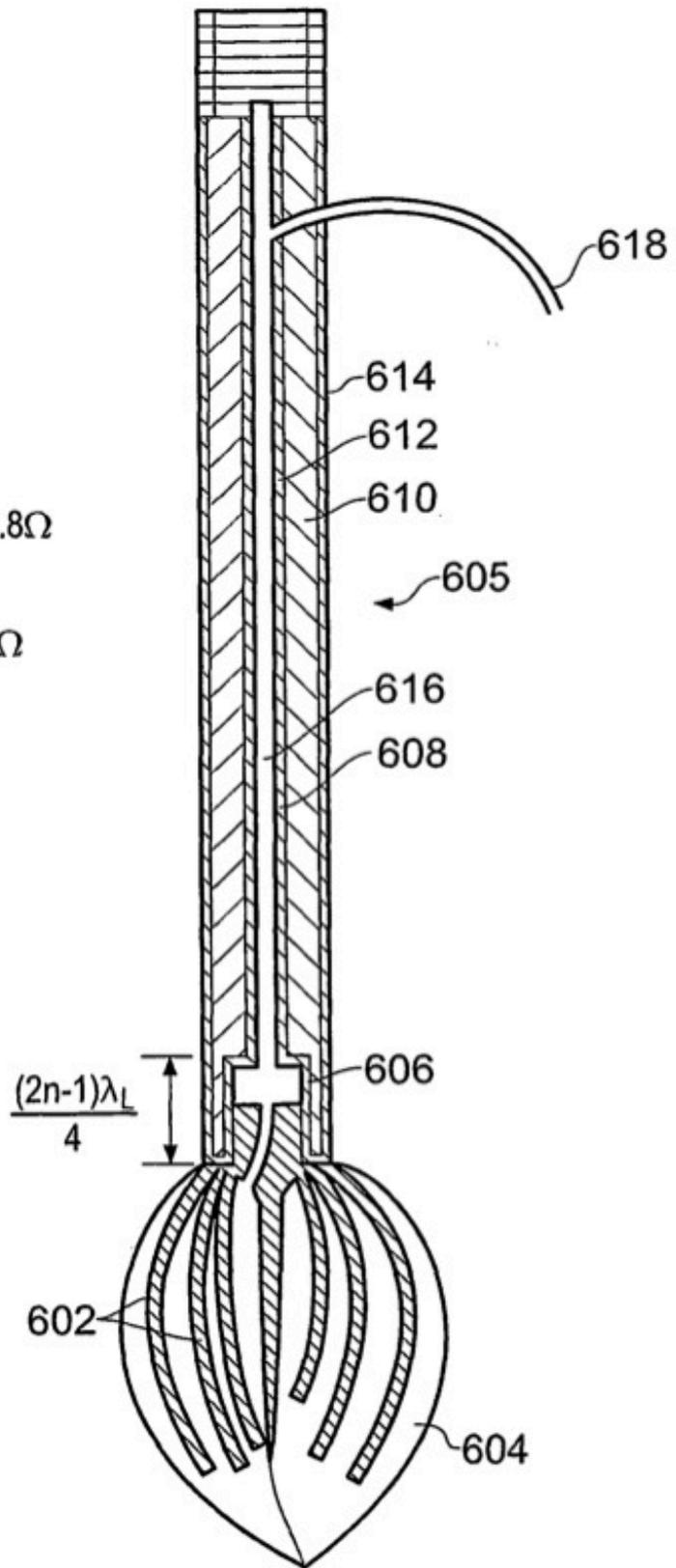


FIG. 24

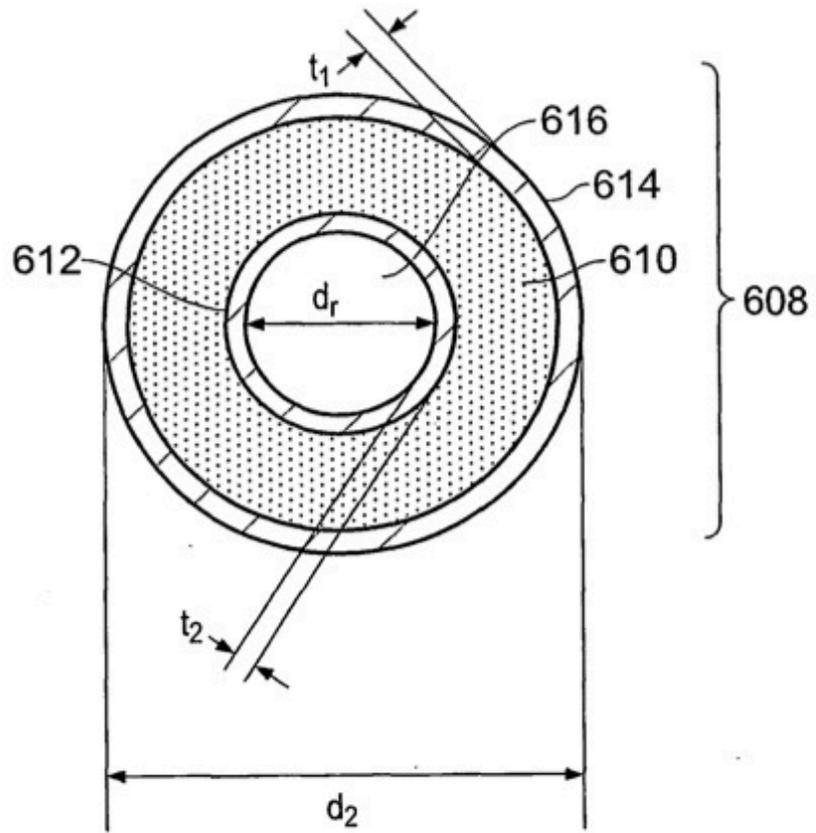


FIG. 26

$$\begin{aligned}
 a &= d_2 - t_2 & d_1 &= 0.6\text{mm} \\
 b &= d_1 + t_1 & d_2 &= 2.7\text{mm} \\
 & & t_1 &= 10\mu\text{m} \\
 & & t_2 &= 10\mu\text{m}
 \end{aligned}$$

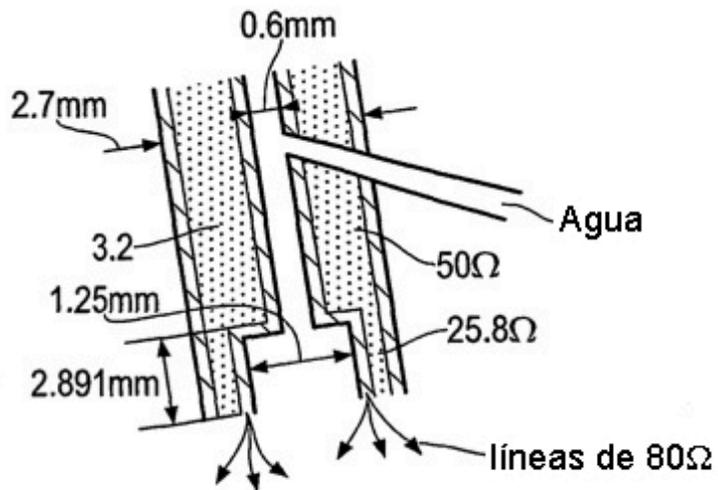


FIG. 27

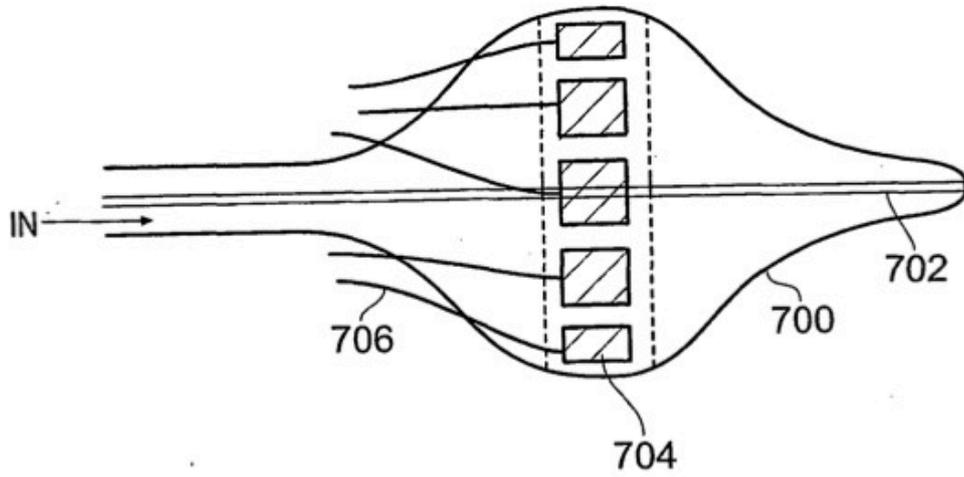


FIG. 28A

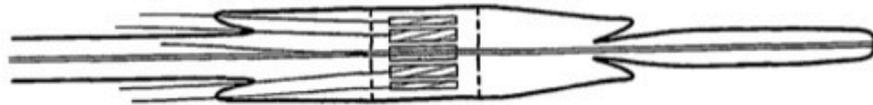


FIG. 28B

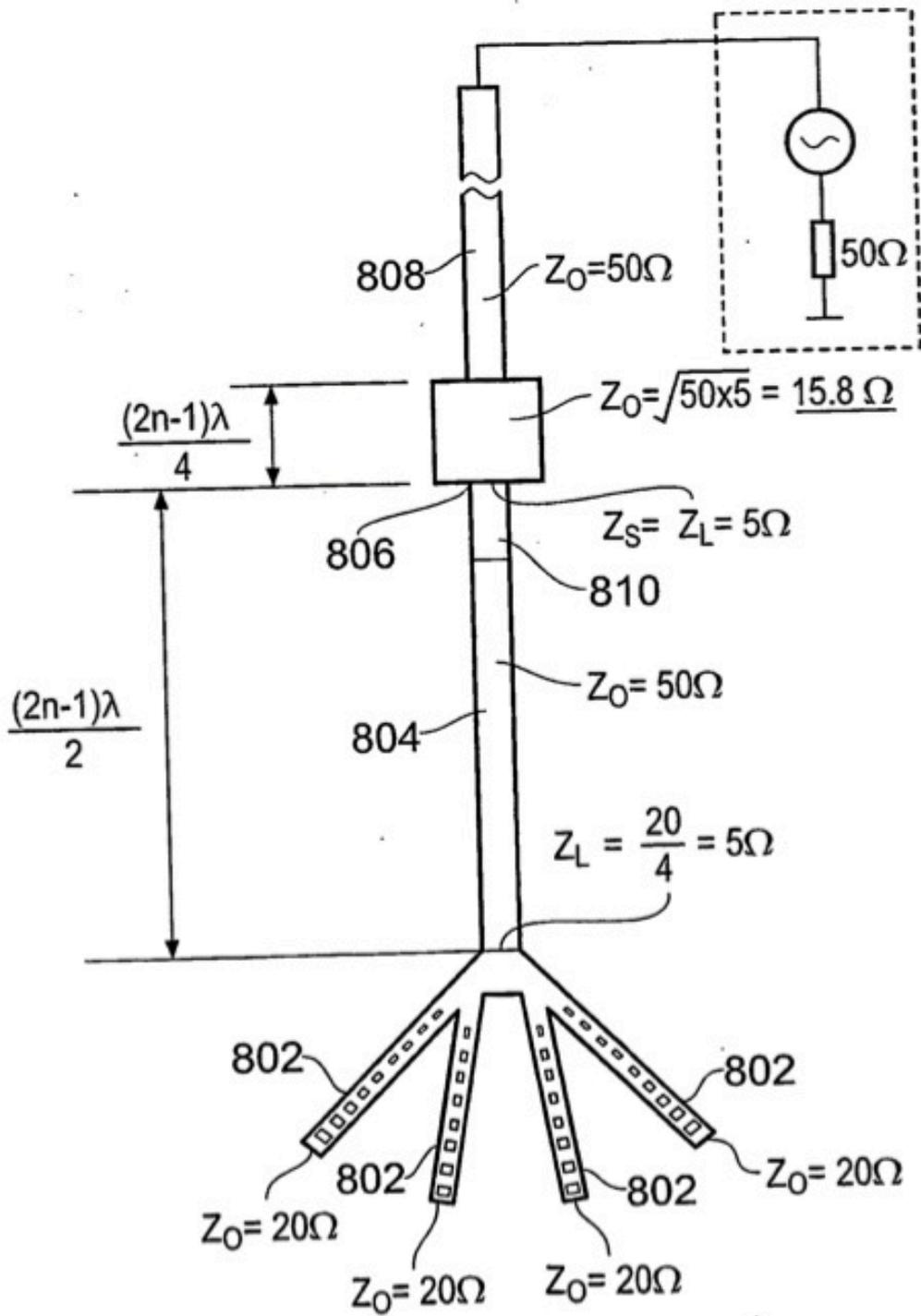


FIG. 29

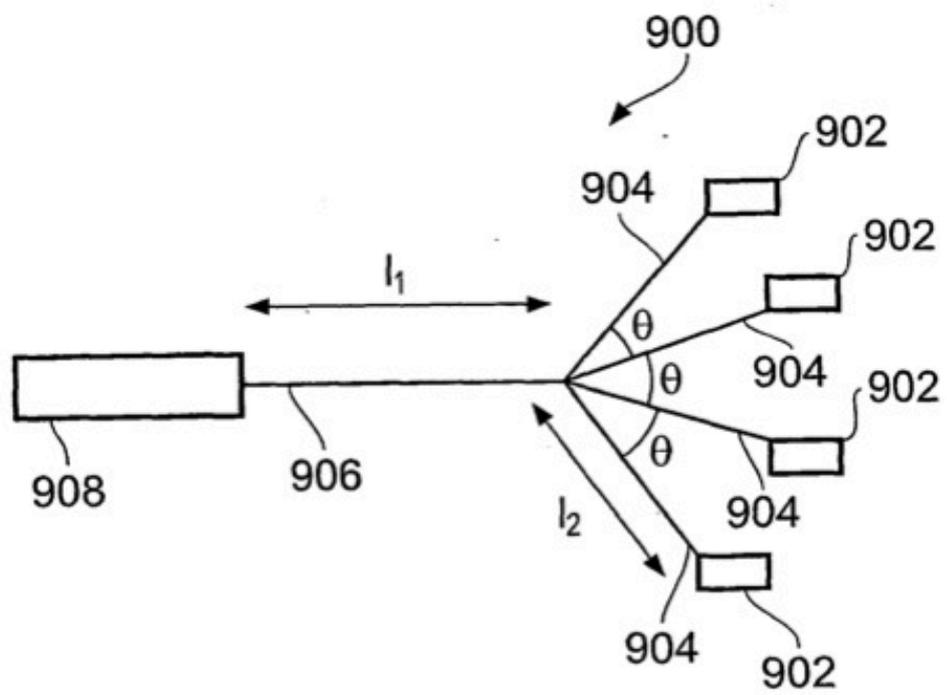


FIG. 30

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

5 *Esta lista de referencias citadas por el solicitante es únicamente para la comodidad del lector. No forma parte del documento de la patente europea. A pesar del cuidado tenido en la recopilación de las referencias, no se pueden excluir errores u omisiones y la EPO niega toda responsabilidad en este sentido.*

Documentos de patentes citados en la descripción

- 10
- US 20030009165 A
 - US 20040002747 A
 - US 6024743
 - US 20050096647 A
 - WO 2005112812 A
 - US 20030069620 A
 - IT 19972002

15 **Literatura diferente de patentes citada en la descripción**

- GANG y otros, *Microstrip Antenna Design Handbook*. Artech House, 2001