

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 432 996**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.10.2010 E 10768520 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.07.2013 EP 2482743**

54 Título: **Aparato de cirugía estética**

30 Prioridad:

02.10.2009 GB 0917316

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

05.12.2013

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
The Granary Manor Farm Stratton-on-The-Fosse
Radstock, Somerset BA3 4QF, GB**

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 432 996 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 cirugía estética

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a un aparato quirúrgico para realizar una liposucción. La invención también puede ayudar en etapas previas y posteriores al tratamiento, por ejemplo tunelización para insertar un dispositivo de succión hasta un sitio de tratamiento y/o realizar retracción tisular en regiones en las que se ha eliminado la grasa. La invención puede usarse para eliminar grasa de una cualquiera o más de las siguientes regiones del cuerpo: vientre, pecho, brazos, cuello, costados, rodillas, caderas, labios, nalgas, muslos, abdomen, ojos, mentón y otras regiones de la cara.

15 **Antecedentes de la invención**

La liposucción se refiere a la eliminación de grasa (tejido adiposo) de debajo de la piel. Habitualmente la grasa se elimina de la capa profunda de tejido subcutáneo que se encuentra en la capa de la hipodermis de la piel. La grasa puede eliminarse de la capa superficial de grasa subcutánea, pero esto es más difícil dado que esa capa es más densa que la capa profunda y está empaquetada estrechamente con nervios y vasos sanguíneos. Al eliminar la grasa de la capa superficial se corre el riesgo de dañar componentes funcionales de la piel, lo que puede dar como resultado irregularidades permanentes visibles, decoloraciones y, posiblemente, necrosis cutánea.

En procedimientos de liposucción convencionales, se usa una solución humectante o infiltración subcutánea para promover la facilidad de aspiración de grasa. Los componentes del infiltrado subcutáneo incluyen un fluido de base de solución salina normal o solución de lactato de Ringer. A menudo se añade epinefrina a esta solución y también pueden usarse lidocaína y/o bupivacaína para analgesia. Algunas veces, se añade gentamicina para profilaxis de infección e hialuronidasa para ayudar a la lipólisis. Debe evitarse la toxicidad de la lidocaína cuando se lleva a cabo el procedimiento de liposucción de la manera tradicional.

La secuencia de filtración es normalmente tal que generalmente se realiza infusión secuencialmente para cada zona del cuerpo tratada para minimizar el fluido y la carga farmacológica globales. Es normal tener un periodo de latencia de 10 a 20 minutos antes de la aspiración para permitir que la epinefrina tenga un efecto vasoconstrictor máximo. Este proceso puede hacer que el proceso global requiera tiempo innecesariamente.

En los procedimientos de liposucción convencionales hay que tener cuidado también para evitar la perforación de las fascias, el peritoneo y las estructuras abdominales subyacentes. Además, el equilibrio fluídico del paciente debe monitorizarse estrechamente cuando se lleva a cabo una liposucción convencional. La pérdida de sangre causada cuando se realiza una liposucción convencional también puede ser un problema importante. Existe un riesgo elevado de hemorragia durante y después del procedimiento. Puede requerirse medicación para tratar la hemorragia.

El documento US 5295955 propone usar energía electromagnética de radiofrecuencia en combinación con una disposición de liposucción convencional para calentar la grasa en el sitio de tratamiento, de modo que ésta se ablandaría y sería más fácil de eliminar. Sin embargo, es esencial proporcionar un líquido polar dentro del sitio de tratamiento para que el calentamiento sea efectivo. La presencia de este líquido aumenta la incomodidad del paciente. Además, puede ser difícil controlar la generación de calor en exceso, lo que puede causar daño tisular colateral indeseable.

El documento US 6920883 propone dirigir energía eléctrica a una región de tratamiento proporcionando electrodos activos y de retorno muy próximos al tejido diana. Un fluido conductor de la electricidad está ubicado entre los electrodos para definir una trayectoria de corriente de alta frecuencia a través del tejido diana. El flujo de corriente causa calentamiento, ablandamiento o ablación del tejido diana.

El documento US 7112200 desvela un dispositivo de liposucción asistido que está dispuesto para realizar electrocauterización. El dispositivo de liposucción comprende una cánula interna y una externa que tienen electrodos activo y de retorno montados en ellas respectivamente para definir una trayectoria de corriente de alta frecuencia entre ambas.

El documento WO 98/44968 desvela un aparato de liposucción asistido por microondas en el que la energía de microondas se acopla directamente en tejido graso para facilitar la eliminación por liposucción de la grasa.

60 **Sumario de la invención**

En su aspecto más general, la invención proporciona un aparato quirúrgico tal como se define en las reivindicaciones adjuntas para liposucción, en el que energía de microondas es suministrada desde una sonda al interior de una región de tratamiento para realizar una función de licuado de la grasa o una función de hemostasia,

estando el aparato dispuesto de modo que un campo de microondas de salida automáticamente adopta una configuración adecuada para la función de licuado de la grasa o la función de hemostasia dependiendo del tipo de tejido que encuentra la sonda en la región de tratamiento. En particular, mediante la selección adecuada de la frecuencia de la energía de microondas, la diferencia de profundidad de penetración superficial de la energía de microondas en grasa y sangre puede permitir que el campo de microondas cambie automáticamente su configuración entre una adecuada para licuar la grasa y una adecuada para hemostasia sin ningún cambio requerido de la cantidad de potencia de microondas o el perfil energético suministrado a la sonda. La invención puede permitir, de este modo, un licuado de la grasa y una hemostasia eficaces, lo que puede obviar la necesidad de fluido o medicamentos adicionales, mejorando de este modo la comodidad del paciente, y simplificando el procedimiento quirúrgico, es decir reduciendo el número de fases implicadas en el proceso global, y haciendo que el procedimiento requiera menos tiempo. El nuevo proceso también puede reducir el riesgo para el paciente en términos de infección (el calor producido por la energía de microondas puede crear un entorno estéril), y también en términos de prevención de una excesiva pérdida de sangre.

Además, mediante el control adecuado del campo de microondas de salida, la sonda puede realizar funciones adicionales. Por ejemplo, la sonda puede emitir un campo de microondas para tensado del tejido (por ejemplo colágeno) en una región de la que se ha eliminado la grasa.

El aparato también puede ser adecuado para "lipotunelización", en la que la sonda puede emitir un campo de microondas que facilita la inserción de la sonda hacia abajo por un canal hasta la región de tratamiento. El campo de microondas de salida en este caso puede actuar para extirpar tejido para facilitar el paso de la sonda y/o para esterilizar el canal durante la retirada de la sonda. En el modo de lipotunelización, el perfil energético puede ajustarse de acuerdo con el tipo de tejido encontrado en el extremo de la sonda para permitir que el diámetro del canal sea uniforme a lo largo de toda la longitud del canal. Esto puede conseguirse mediante emparejamiento tisular o control de la potencia basándose en información medida en el extremo irradiante distal de la sonda.

De acuerdo con la invención, puede proporcionarse un aparato quirúrgico para liposucción tal como se define en la reivindicación 1.

En el presente documento, radiación de microondas significa radiación electromagnética que tiene una frecuencia mayor de 300 MHz, por ejemplo entre 1 GHz y 300 GHz. En realizaciones particulares, pueden usarse bandas de frecuencia más estrechas. Por lo tanto, radiación de microondas también puede significar radiación electromagnética que tiene una frecuencia dentro de una o más de una cualquiera de las siguientes bandas: de 2,4 GHz a 2,5 GHz, de 5,725 GHz a 5,875 GHz, de 14 GHz a 14,5 GHz, de 24 GHz a 24,25 GHz, de 30 GHz a 32 GHz, de 45 GHz a 47 GHz, de 60 GHz a 65 GHz y de 74 GHz a 78 GHz. Aún más específicamente, radiación de microondas también puede significar radiación electromagnética que tiene una frecuencia puntual de una o más de una cualquiera de las siguientes frecuencias: 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz, 31 GHz, 46 GHz y 61,25 GHz.

La fuente de energía de microondas puede ser cualquier dispositivo o grupo de componentes capaces de suministrar un suministro estable de radiación de microondas. Preferentemente, la fuente incluye un oscilador estable (por ejemplo oscilador controlado por voltaje o un oscilador resonante dieléctrico) cuya señal es amplificada por un amplificador de potencia adecuado (por ejemplo uno o más amplificadores MMIC, una disposición de dispositivos GaA o GaN o similares). El oscilador puede incluir un bucle bloqueado por fase para minimizar la deriva en la frecuencia de salida. La fuente incluye un atenuador variable conectado entre el oscilador y el amplificador para controlar el nivel de potencia de salida. Un interruptor, por ejemplo un interruptor de diodo PIN, está conectado entre el oscilador y el amplificador para permitir que la señal de la fuente sea modulada, por ejemplo para operar de manera pulsada u otro formato de modulación, es decir pulsos individuales, rampas, etc. Si el atenuador variable es adecuadamente sensible, también puede realizar la función del interruptor.

La sonda puede ser una unidad de mano alargada de un tamaño adecuado para inserción en el cuerpo humano o animal. Por ejemplo, la sonda puede parecerse a una cánula convencional, es decir un cuerpo tubular abierto en un extremo distal. Para un tratamiento delicado, el diámetro externo del cuerpo tubular puede ser menor de 2 mm. Para el tratamiento de volúmenes más grandes, el diámetro externo del cuerpo tubular puede ser de 10 mm o más.

La antena puede comprender una estructura de alimentación coaxial que comprende un conductor interno separado de un conductor externo por un dieléctrico, y una antena aérea que termina la estructura de alimentación coaxial en un extremo distal de la sonda. En una realización, el dieléctrico puede ser aire, en el que la separación espacial de los conductores interno y externo se consigue usando una disposición de separadores aislantes (por ejemplo hechos de un material de baja pérdida dispuesto por ejemplo como finas lonchas que se extienden entre el conductor interno y externo). El campo de microondas es irradiado por la antena aérea. La estructura de alimentación coaxial transporta potencia de microondas suministrada a la sonda hasta la antena aérea. La sonda puede incluir un conector en el extremo proximal de la estructura de alimentación coaxial que está adaptado para transferir potencia de microondas a y desde una línea de potencia o de transmisión coaxial convencional. El conector puede ser un conector SMA o similar. Esto permite que la sonda esté conectada a la fuente mediante un conjunto de cable de microondas o RF flexible, lo que facilita la maniobrabilidad durante el tratamiento. La disposición de alimentación coaxial, usada para permitir que la potencia de microondas entre en la estructura, puede extenderse

longitudinalmente, es decir a lo largo del mismo eje que la sonda, o puede estar dispuesta para estar en un ángulo con respecto a la sonda, es decir desplazada de, por ejemplo, ortogonal a la longitud del eje de la sonda.

5 La antena aérea puede estar en el extremo distal de la sonda. Puede ser un miembro redondeado como, por ejemplo conformado para emitir un campo de radiación de microondas omnidireccional. Como alternativa, Puede estar
 10 ahusada, por ejemplo en forma de cono, para emitir un campo de radiación de microondas más enfocado. Un campo electromagnético enfocado puede ser útil cuando se realiza una liposucción en estructuras pequeñas o en entornos que contienen vasos sanguíneos empaquetados de forma densa. Además, Si la antena se usa para tensado de colágeno o "lipotunelización" tal como se describe a continuación, un campo electromagnético enfocado proporciona
 15 un mejor control. La forma de la antena aérea puede modelarse, por ejemplo usando herramientas de simulación de campo electromagnético o térmico, para garantizar la generación de un campo de forma adecuada. Análogamente, la antena aérea puede estar conformada de modo que su impedancia sea similar a la impedancia del material biológico (por ejemplo grasa, sangre, colágeno) al que estará expuesta durante el uso. Esto puede reducir la energía malgastada debido al exceso de señales reflejadas en la interfaz entre la antena aérea y el tejido. Por ejemplo, la antena aérea puede tener una impedancia similar a la impedancia de la sangre para garantizar una eficaz
 20 transferencia de energía a la sangre para realizar la coagulación. En realizaciones usadas para estiramiento de colágeno, la antena aérea puede tener una impedancia similar al colágeno por una razón similar.

20 El conducto puede ser un pasaje que se extiende a lo largo de la sonda desde una o más aberturas. Las aberturas pueden estar en el extremo distal de la sonda o en los lados de la sonda cerca del extremo distal. Las aberturas pueden estar configuradas de manera similar a una cánula convencional. El conducto puede extenderse junto a la estructura de alimentación coaxial. Como alternativa, el conducto puede comprender un pasaje anular alrededor del exterior de la estructura de alimentación coaxial.

25 En una realización, el conducto puede estar integrado con la antena. Por ejemplo, el conducto puede ser un tubo hueco en el conductor interno de la estructura de alimentación coaxial. Esta disposición ofrece la ventaja de un sistema compacto. Esto puede conseguirse debido a que la profundidad de penetración superficial de la energía de microondas propuesta en el presente documento en un buen conductor es lo suficientemente pequeña para que un conductor interno sea hueco sin afectar sustancialmente a la energía transportada. Una ventaja adicional se produce
 30 debido a que la estructura de alimentación coaxial no está perfectamente exenta de pérdidas. Cualquier calor generado por pérdidas en la estructura de alimentación puede calentar la grasa transportada en el conducto para mantenerla en su estado licuado. De este modo pueden evitarse los bloqueos en el conducto y el uso de solución humectante convencional.

35 El conducto puede incluir una pluralidad de pasajes de salida para extracción eficaz de grasa licuada. Donde el conducto está integrado con la antena, cada pasaje de salida puede extenderse hacia fuera desde el eje de la estructura de alimentación coaxial, y actuar como un soporte de cuarto de onda coaxial que se extiende desde ésta. Para impedir que los pasajes de salida causen pérdidas en la antena, cada pasaje de salida puede extenderse un número impar de cuartos de longitud de onda lejos del eje de la estructura de alimentación coaxial antes de que
 40 termine en un cortocircuito entre el conductor interno y el externo. De esta manera, puede garantizarse un campo máximo en la estructura de alimentación coaxial. La pluralidad de pasajes de salida pueden estar separados entre sí a lo largo del eje de la estructura de alimentación. La separación entre pasajes de salida adyacentes puede ser un múltiplo de medias longitudes de onda. La ventaja de usar una pluralidad de pasajes de salida es que esta disposición puede ayudar al flujo o el paso de la grasa a lo largo de la estructura o puede impedir la acumulación de
 45 presión o que se produzca un bloqueo en algún lugar dentro del tubo.

En una realización, el conducto se extiende a lo largo del eje de la estructura de alimentación coaxial e incluye una salida en el eje. En esta realización, la estructura de alimentación coaxial puede ser alimentada lateralmente en lugar de alimentada desde el extremo, es decir un conector de microondas puede estar dispuesto en ángulo con
 50 respecto a la estructura de alimentación coaxial, es decir a 90° con respecto a la longitud de la estructura.

La antena puede incluir un transformador de impedancia integral, por ejemplo para emparejar una sección distal (que puede tener una impedancia de 50 Ω para recibir potencia de microondas desde un conjunto de cable de 50 Ω convencional) con una sección proximal que tiene una impedancia menor, por ejemplo 20 Ω o similar, dispuesta para
 55 coincidir con la impedancia del tejido biológico, por ejemplo sangre o colágeno. El transformador de impedancia puede comprender una sección de la estructura de alimentación coaxial que tiene una longitud que es un número múltiplo impar de cuartos de longitud de onda, en el que la relación relativa entre los diámetros interno y externo de los conductores interno y externo está dispuesta para proporcionar a esa sección una impedancia que transforma la impedancia de la fuente (por ejemplo 50 Ω) en la impedancia de la sección distal. Tener una sección distal con una menor impedancia puede permitir que el diámetro de un conducto formado a través del conductor interno sea mayor
 60 para un diámetro del instrumento dado. Esto es una consecuencia de la relación para impedancia de la estructura de alimentación coaxial:

$$Z = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log \frac{b}{a},$$

donde Z es la impedancia del cuerpo coaxial, ϵ_r es la permitividad relativa del material dieléctrico que separa los conductores interno y externo, a es el diámetro externo del conductor interno y b es el diámetro interno del conductor externo. Si b y ϵ_r permanecen constantes, se consigue una disminución de Z mediante un incremento de a , que a su vez posibilita una mayor área de sección transversal para el conducto, lo que puede ayudar al flujo de grasa a lo largo del interior de la estructura.

La bomba de succión puede ser una bomba convencional usada en procedimientos de liposucción normales.

En otra realización, la antena puede comprender una estructura de guía de ondas hueca, es decir sin conductor central. Por ejemplo, puede usarse una sección de guía de ondas cilíndrica o rectangular para sustituir al sistema coaxial descrito anteriormente. La sección de guía de ondas puede cargarse o llenarse con un material magnético o dieléctrico con una permeabilidad o permitividad relativa mayor de 1 para reducir el tamaño de la estructura de modo que pueda ser atractiva para realizar ciertos procedimientos clínicos, es decir una estructura cilíndrica puede cargarse de tal manera que el diámetro externo de la estructura global puede ser menor de 2 mm, haciéndola de este modo atractiva para realizar cirugía en estructuras tisulares finas, es decir eliminación de grasa de los labios. En esta realización, puede estar provisto un canal diferente para extraer la grasa, por ejemplo un manguito externo adicional puede unirse a la estructura de guía de ondas o un tubo diferente (o pluralidad de tubos) que discurren a lo largo de la longitud de la estructura de guía de ondas puede unirse al cuerpo de la guía de ondas. Como alternativa, la estructura puede estar diseñada de modo que el modo de propagación dominante se establece cuando la guía de ondas está completa o parcialmente llena de grasa. Si se supone que se usa una estructura cilíndrica, y que el modo de propagación con la pérdida más baja, es decir el modo TE_{11} , está establecido, entonces el diámetro requerido de la estructura de guía de ondas puede calcularse de la siguiente manera:

$$D = \frac{2,4485c}{\pi f_0 \sqrt{\epsilon_r \mu_r}},$$

donde: D es el diámetro de la pared interna de la estructura de guía de ondas, la constante 2,4485 se deriva de funciones de Bessel para el modo de funcionamiento TE_{11} particular, c es la velocidad de la luz (aproximadamente $3 \times 10^8 \text{ ms}^{-1}$), f_0 es la frecuencia de funcionamiento, μ_r es la permeabilidad relativa de un material de carga magnético, ϵ_r es la permitividad relativa de un material de carga dieléctrico. Por ejemplo, si una estructura cilíndrica está diseñada con una frecuencia de funcionamiento de 46 GHz y se usa un material dieléctrico con una permitividad relativa de 25 para cargar la guía de ondas, entonces puede implementarse una estructura con un diámetro interno de 1 mm. Además, debido a que la profundidad de penetración superficial es menor de $1 \mu\text{m}$ a esta frecuencia de funcionamiento, el diámetro global del aplicador es de aproximadamente 1 mm. En esta disposición particular, una barra de dieléctrico duro, es decir cerámica de microondas de baja pérdida, puede usarse para implementar el diseño, donde dicha barra puede estar revestida con una capa fina de plata para formar la pared de la guía de ondas. Esta estructura de sonda puede ser particularmente beneficiosa para su uso en ciertos tratamientos cosméticos donde están implicadas estructuras tisulares finas, es decir donde se requiere la eliminación de pequeñas cantidades de grasa y el posterior estiramiento de la piel.

Tal como se ha mencionado anteriormente, un perfeccionamiento de esta estructura de antena particular puede ser usar el material biológico que es eliminado del cuerpo (por ejemplo grasa) como material de carga dieléctrico. En este caso particular, la estructura estará configurada para propagar el modo de propagación dominante cuando la cavidad de la guía de ondas esté llena de tejido biológico. Una mejora adicional de esta idea puede ser llenar parcialmente la guía de ondas con un material de carga dieléctrico y/o magnético sólido y a continuación llenar la sección restante de la cavidad de la guía de ondas con el tejido biológico extraído. En este caso particular, la permitividad relativa y/o la permeabilidad relativa del material o materiales de carga fijados se seleccionará de modo que la estructura esté optimizada en términos de diámetro (o sección transversal rectangular o la dimensión crítica asociada con la geometría particular usada) y la propagación del modo dominante (u otro) configurado dentro de la guía.

Dado que la guía de onda hueca puede estar desconectada, es decir no propagará energía al interior del tejido, si no está presente grasa u otro material de carga dentro de la cavidad, el dispositivo puede funcionar inicialmente a una frecuencia de arranque para permitir que la guía de ondas propague energía y a continuación se ajusta a una frecuencia de tratamiento una vez que la cavidad de la guía de ondas está cargada de grasa (u otro tejido biológico). La frecuencia de arranque puede ser mayor que la frecuencia de tratamiento. La idea de cargar la cavidad de grasa también permite que el aplicador se use directamente para eliminar grasa (u otro tejido biológico) y supera la necesidad de usar un canal externo diferente para la extracción de grasa.

Una ventaja particular de la invención es que la frecuencia de la radiación de microondas y el nivel de potencia controlable puedan ser los mismos en las primera y segunda configuraciones. Es decir, puede no ser necesario ningún ajuste al aparato entre calentamiento ordinario de grasa y termosellado especial de vasos sanguíneos rotos. Esta ventaja se hace posible seleccionando la frecuencia de la energía de microondas (que está relacionada con la profundidad de penetración superficial de la radiación de microondas en la grasa y la sangre) y el nivel de potencia suministrada de modo que las primera y segunda configuraciones causan un incremento de temperatura en la grasa y la sangre respectivamente, siendo el incremento de temperatura causado por la segunda configuración en la sangre mayor que el incremento de temperatura causado por la primera configuración en la grasa. Por ejemplo, el incremento de temperatura en la grasa causado por la primera configuración puede ser menor de 3 °C, en el que el incremento de temperatura en la sangre causado por la segunda configuración puede ser de 10 °C o más, por ejemplo 20 °C o más.

La diferencia de la profundidad de penetración superficial en la grasa y la sangre a las frecuencias consideradas en el presente documento significa que la energía de microondas puede suministrarse en un volumen más pequeño en la segunda configuración que la energía de microondas suministrada en la primera configuración. Por lo tanto, si se suministra la misma potencia en las primera y segunda configuraciones, el efecto de calentamiento será mayor en la segunda configuración dado que la energía está concentrada en un volumen más pequeño.

En la práctica, la potencia suministrada puede reflejarse en diferentes cantidades debido a los diferentes valores de impedancia para grasa, sangre y otro tejido biológico de interés; esto corresponde a una falta de correspondencia de impedancia entre la antena y el tejido de contacto. Dichos reflejos pueden tenerse en cuenta a la hora de seleccionar el nivel de potencia de salida de la fuente de energía de microondas. Como alternativa, el aparato puede monitorizar y ajustar la potencia suministrada a la sonda. Por ejemplo, el aparato puede incluir un detector para detectar potencia de microondas reflejada de vuelta desde la región de tratamiento y un controlador para ajustar el nivel de potencia controlable de radiación de microondas basándose en cambios en la potencia de microondas reflejada detectada.

Un cambio de la potencia reflejada, por ejemplo un cambio de la magnitud de una señal de microondas que se desplaza de vuelta desde la interfaz entre la sonda y el tejido biológico, puede indicar un cambio del tipo de material presente en el extremo distal de la sonda. El controlador puede estar dispuesto para reconocer ciertos cambios esperados, por ejemplo de grasa a sangre, y ajustar automáticamente el nivel de potencia controlable basándose en el reconocimiento.

El detector también puede estar dispuesto para detectar potencia directa suministrada a la sonda. El controlador puede ser capaz, por lo tanto, de determinar la cantidad de potencia que está siendo suministrada al tejido biológico. El controlador puede estar dispuesto para ajustar el nivel de potencia controlable de radiación de microondas basándose en la potencia de microondas directa y reflejada detectada para suministrar energía de microondas de acuerdo con un perfil de suministro de energía predeterminado. El controlador puede estar dispuesto para seleccionar el perfil de suministro de energía predeterminado entre una pluralidad de perfiles predeterminados basándose en cambios de la potencia de microondas reflejada detectada.

Cada perfil de suministro de energía predeterminado puede estar vinculado a un tipo de tejido. Por ejemplo, un perfil de suministro de energía para sangre puede estar dispuesto para garantizar el suministro de suficiente potencia para causar una elevación de la temperatura que sellaría un vaso sanguíneo roto.

El controlador puede estar dispuesto para medir la magnitud (y/o fase) de la impedancia del tejido biológico en el extremo distal de la sonda y para seleccionar un perfil de suministro de energía predeterminado de acuerdo con la impedancia medida.

Para garantizar la detección precisa, el aparato puede estar dispuesto para aislar la potencia reflejada de la potencia directa. Por ejemplo, el aparato puede incluir un circulador conectado entre la fuente, la sonda y el detector, en el que una trayectoria directa para energía de microondas desde la fuente pasa desde un primer puerto a un segundo puerto del circulador, una trayectoria reflejada para energía de microondas desde la sonda pasa desde el segundo puerto a un tercer puerto del circulador, y el detector incluye un primer acoplador direccional conectado para acoplar la salida de potencia procedente del tercer puerto del circulador.

Para detectar potencia directa, el detector puede incluir un segundo acoplador direccional conectado para acoplar la entrada de potencia al primer puerto del circulador.

Para mejorar el aislamiento entre las trayectorias directa y reflejada, uno o más circuladores adicionales pueden estar conectados entre el segundo acoplador direccional y el circulador.

Esta invención no está limitada al uso de uno o más circuladores para proporcionar el aislamiento necesario entre las señales de desplazamiento directo y reflejada, es decir puede usarse un acoplador direccional con un alto valor de directividad, por ejemplo un acoplador de guía de ondas.

La fuente de energía de microondas puede tener una frecuencia de salida ajustable. Por ejemplo, puede haber más de un oscilador en la fuente, siendo cada oscilador selectivamente conectable al amplificador. Como alternativa, la fuente puede incluir un generador de frecuencia variable. La frecuencia puede seleccionarse antes del uso, por ejemplo dependiendo del tejido a tratar o el tamaño de la región de tratamiento. El controlador puede estar dispuesto para ajustar la frecuencia en uso, por ejemplo basándose en cambios de la energía de microondas reflejada.

En un desarrollo de la invención, el nivel de potencia controlable de la radiación de microondas puede ser ajustable para hacer que el campo de radiación de microondas emitido adopte una tercera configuración cuando se emite al interior de colágeno, siendo la tercera configuración para tensar el colágeno. El aparato puede aplicarse, por lo tanto, a ligamentos, tendones o músculo después de la eliminación de la grasa para contraer y desnaturalizar el colágeno para permitir que se produzca el estiramiento de la piel.

En un desarrollo adicional, el aparato puede ayudar en el proceso de tunelización, donde la sonda se introduce por vía percutánea a través de una pequeña incisión en la piel. En este desarrollo, la fuente de energía de microondas puede activarse durante la inserción, con lo que un campo de radiación de microondas es emitido por la antena al interior de las estructuras tisulares (o capas anatómicas) que existen entre la superficie de la piel y la región del cuerpo de la que se va a eliminar la grasa. El campo emitido puede facilitar la inserción y sellar la pista hacia la región de tratamiento. Esto puede reducir la incomodidad del paciente y el tiempo de recuperación, por ejemplo impedir la pérdida de sangre.

El aparato puede incluir un mecanismo de correspondencia de impedancia dispuesto para hacer corresponder la impedancia de la antena en la sonda con el tejido biológico en el extremo distal de la sonda durante la tunelización. El mecanismo de correspondencia de impedancia también puede funcionar durante la liposucción y/o el estiramiento de la piel. El ajuste de impedancia y/o el ajuste del perfil energético basándose en variaciones de impedancia presentadas a la antena pueden usarse para garantizar que se crea una pista de ablación con un diámetro constante durante el procedimiento de tunelización.

El aparato de la invención puede usarse en un método de realizar una liposucción que comprende: insertar una sonda en una región de tratamiento en tejido biológico, incluyendo la sonda: una antena conectable para recibir radiación de microondas emitida por una fuente de energía de microondas; y un conducto para transportar grasa licuada lejos de la región de tratamiento; activar la fuente de energía de microondas, con lo que la antena emite hacia fuera un campo de radiación de microondas para suministrar energía de microondas a la región de tratamiento; activar una bomba de succión conectada al conducto; y seleccionar la frecuencia de la radiación de microondas y el nivel de potencia de salida de la fuente de energía de microondas de modo que el campo de radiación de microondas emitido automáticamente adopte una primera configuración cuando es emitido al interior de grasa y una segunda configuración cuando es emitido al interior de sangre, siendo la energía de microondas suministrada mediante la primera configuración para licuar la grasa y siendo la energía de microondas suministrada por la segunda configuración para coagular la sangre.

El método puede incluir, después de que se ha completado la liposucción, ajustar el nivel de potencia de salida de la radiación de microondas para hacer que el campo de radiación de microondas emitido adopte una tercera configuración cuando es emitido al interior de colágeno, siendo la tercera configuración para tensar el colágeno para impedir la formación de capas de piel (colgajos de piel) o arrugas. Las primera, segunda y tercera configuraciones pueden estar dispuestas para causar un incremento de temperatura localizado en la grasa, la sangre y el colágeno respectivamente, siendo el incremento de temperatura causado por la tercera configuración en colágeno mayor que el incremento de temperatura causado por la segunda configuración en sangre, y siendo el incremento de temperatura causado por la segunda configuración en sangre mayor que el incremento de temperatura causado por la primera configuración en grasa. Por ejemplo, la tercera configuración puede hacer que la temperatura del colágeno se incremente a 70 °C o más. La segunda configuración puede hacer que la temperatura de la sangre se eleve hasta 45 °C o más. La primera configuración puede hacer que la temperatura de la grasa se eleve hasta 40 °C.

El método puede incluir activar la fuente de energía de microondas durante la inserción de la sonda dentro del tejido biológico para facilitar la tunelización de la sonda hasta la región de tratamiento. El método puede incluir hacer corresponder la impedancia de la antena en la sonda con el tejido biológico en el extremo distal de la sonda durante la inserción de la sonda en el interior de tejido biológico.

El calor enfocado y controlado producido por la sonda también puede usarse para proporcionar un entorno estéril o para autoesterilizar el aparato para prevenir la infección del tejido que está en contacto con el instrumento. Esto puede ser una ventaja respecto a métodos convencionales de liposucción donde los instrumentos pueden infectarse durante el procedimiento y esta infección es transferida al tejido del paciente.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describen ejemplos de la invención en referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 muestra esquemáticamente (no a escala) los volúmenes relativos de materia calentada en sangre y

grasa para las frecuencias de energía de microondas consideradas en el presente documento;

La figura 2 es un diagrama de bloques que muestra un aparato quirúrgico que es una realización de la invención;

5 Las figuras 3A, 3B y 3C son vistas laterales de sección transversal esquemáticas a través de sondas adecuadas para su uso con el aparato mostrado en la figura 2;

La figura 4 es una vista lateral de sección transversal esquemática a través de una sonda que tiene múltiples pasajes de salida que es otra realización de la invención;

La figura 5 es una vista lateral de sección transversal esquemática a través de una sonda que tiene una alimentación de energía de microondas en su lado que es otra realización de la invención;

10 La figura 6 es una vista lateral de sección transversal esquemática a través de una sonda que tiene un transformador de impedancia integral que es otra realización de la invención; y

La figura 7 es un gráfico que muestra la variación de potencia reflejada, el perfil energético y la temperatura del tejido a lo largo del tiempo durante un método que es una realización de la invención.

15 Descripción detallada, opciones adicionales y preferencias

Cuando un material conductor es expuesto a un campo electromagnético, éste es sometido a una densidad de corriente causada por cargas en movimiento. En sólidos, la corriente está limitada por la colisión de electrones que se mueven en una red de iones positivos. Los buenos conductores, tales como oro, plata y cobre, son aquellos en los que la densidad de cargas libres es despreciable, la corriente de conducción es proporcional al campo eléctrico a través de la conductividad, y la corriente de desplazamiento es despreciable con respecto a la corriente de conducción. La propagación de un campo electromagnético dentro de dicho conductor se rige por la ecuación de difusión, a la que se reducen las ecuaciones de Maxwell en este caso. Resolviendo la ecuación de difusión, que es válida principalmente para buenos conductores, donde la corriente de conducción es grande con respecto a la corriente de desplazamiento, puede verse que la amplitud del campo se deteriora exponencialmente dentro del material, donde el parámetro de deterioro (profundidad de penetración superficial) δ es:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}}},$$

30 donde σ es la conductividad del material, μ es la permeabilidad del material, y ω es la frecuencia angular (es decir $2\pi f$, donde f es la frecuencia).

A partir de esto, puede verse que la profundidad de penetración superficial disminuye cuando la frecuencia de la energía de microondas aumenta, dado que es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de esta frecuencia. También disminuye cuando la conductividad aumenta, es decir la profundidad de penetración superficial es menor en un buen conductor de lo que lo es en otro material menos conductor.

Los materiales biológicos no son buenos conductores. Conducen la corriente, pero, debido a que las pérdidas pueden ser significativas, no pueden ser considerados como materiales sin pérdidas. Para la mayor parte de los materiales biológicos, la corriente de desplazamiento es del orden de la corriente de conducción en un amplio intervalo de frecuencia y debe usarse la expresión más general para describir δ :

$$\delta = \frac{1}{\omega} \left\{ \frac{\mu\epsilon}{2} \left(\sqrt{1 + p^2} - 1 \right) \right\},$$

45 donde $p = \frac{\sigma}{\omega\epsilon}$ es la relación de las amplitudes de la corriente de conducción con respecto a la corriente de desplazamiento. Estas ecuaciones son estrictamente válidas para sólidos limitados por límites planos. También son aplicables a materiales limitados por límites curvos cuando el radio de curvatura es más de cinco veces mayor que la profundidad de penetración superficial. En otros casos, debe aplicarse un factor de corrección.

50 El conocimiento de la profundidad de penetración superficial permite la selección de frecuencia para producir distribuciones de energía particulares en conductores y materiales biológicos. Por ejemplo, a una profundidad de 3δ , la amplitud del campo es solamente el 5 % de su amplitud en la interfaz, y la potencia correspondiente es solamente el 0,25 %. A una profundidad de 5δ , la amplitud del campo se reduce al 1 % y la potencia correspondiente al 1×10^{-4} %, es decir aislamiento de 40 dB.

55 La invención se basa en el hecho de que la profundidad de penetración de un campo de microondas (es decir un campo electromagnético que tiene una frecuencia en el intervalo de entre 1 GHz y 300 GHz) cuando la energía se

propaga en tejido biológico es modificada por las propiedades dieléctricas del tejido de tal manera que permite que la grasa se caliente gradualmente mientras que la sangre puede coagularse instantáneamente y el colágeno puede tensarse rápidamente, es decir usando pulsos relativamente cortos, por ejemplo de 50 ms, de elevada amplitud, por ejemplo 80 W.

5 La profundidad de penetración de un campo de microondas, es decir un campo de radiación electromagnética que tiene una frecuencia en el intervalo de 1 GHz a 300 GHz, mediante radiación en la sangre es mucho menor que la profundidad de penetración del mismo campo en grasa. Profundidad de penetración significa la profundidad dentro de la materia en la que el campo ha caído en un factor de $1/e$ o ha disminuido al 37 % de su valor inicial. Por ejemplo, a 14,5 GHz, la profundidad de penetración en la sangre (1,6 mm) es aproximadamente un factor de diez menor que la profundidad de penetración en grasa (12,2 mm). A 5,8 GHz la diferencia es un factor de 6,75, es decir 6 mm en sangre y 40,5 mm en grasa. El efecto de esto sobre el volumen en el que se disipa la potencia se ilustra en la figura 1. En la sangre, la potencia se disipa en un volumen más pequeño que la grasa. Como consecuencia, el cambio de temperatura en la sangre es de forma correspondiente mayor para la misma cantidad de energía de microondas suministrada.

Esto se deriva del hecho de que puede suponerse que la energía de microondas produce una distribución energética esférica, es decir puede suponerse que el volumen de tejido calentado V es:

$$V = \frac{4\pi\delta^3}{3},$$

donde δ es la profundidad de penetración que es igual al radio de la esfera.

La profundidad de penetración en grasa es de 12,2 mm y 40,5 mm para 14,5 GHz y 5,8 GHz respectivamente. Los volúmenes de esferas con radios correspondientes a estas profundidades de penetración son 7.606 mm³ y 278.262 mm³ respectivamente. Estos volúmenes son lo suficientemente pequeños para estar contenidos dentro de una región de tratamiento en la que las células grasas se descompondrán de manera controlada para permitir la eliminación rápida usando una bomba de succión convencional.

Por otro lado, la profundidad de penetración en sangre es de 1,6 mm y 6 mm para 14,5 GHz y 5,8 GHz respectivamente. Los volúmenes de una esfera con radios correspondientes a estas profundidades de penetración son 17 mm³ y 905 mm³ respectivamente. Estos volúmenes son lo suficientemente pequeños para permitir que se use el mismo nivel de potencia para elevar la temperatura de la sangre de modo que se produzca coagulación instantánea.

Un sistema dispuesto para suministrar energía de microondas a un nivel de potencia y una frecuencia constantes puede actuar de este modo como hemostato autorregulable para impedir una excesiva pérdida de sangre durante un procedimiento de liposucción. Esto se debe al hecho de que la misma energía será absorbida por un volumen de sangre que es 447 veces menor a 14,5 GHz y 307 veces menor a 5,8 GHz que el volumen correspondiente de grasa.

Un sistema basado en 14,5 GHz de energía puede usarse para eliminar grasa de estructuras tisulares finas, por ejemplo el cuello, los ojos (párpados) o el mentón, y un sistema basado en una fuente de energía de 5,8 GHz puede usarse para eliminar grasa de estructuras tisulares más grandes.

Para descomponer eficazmente las paredes de la grasa, la elevación de la temperatura por encima de la temperatura corporal requerida puede ser de solamente 2 ó 3 °C, mientras que para ser capaz de coagular la sangre instantáneamente, la elevación de la temperatura por encima de la temperatura corporal puede estar entre 20 °C y 30 °C. Las profundidades de penetración que pueden permitir cambios de temperatura de este tipo son de particular interés en la invención.

La tabla 1 proporciona detalles de la profundidad de penetración en sangre y grasa y los volúmenes de tejido que serán afectados instantáneamente para una serie de frecuencias puntuales que se consideran útiles para implementación de la presente invención. En cada caso, existe una suposición de que la forma de tejido afectado por la radiación es una esfera y que el campo ha disminuido al 37 % de su valor máximo o inicial con la profundidad de penetración.

Tabla 1: Profundidad de penetración del 63 % del campo y volumen de tejido asociado afectado por el campo a esta profundidad a diversas frecuencias

f (GHz)	δ (sangre) (mm)	δ (grasa) (mm)	V (sangre) (mm ³)	V (grasa) (mm ³)
5,8	6,0	40,5	905	278262
14,5	1,6	12,2	17	7606

ES 2 432 996 T3

24	0,9	7,1	3,1	1499
31	0,69	5,5	1,4	697
46	0,48	4,0	0,5	268

- Esta característica de coagulación sanguínea automática o hemostasia instantánea puede ser ventajosa para los cirujanos estéticos y el paciente, dado que puede obviar la necesidad de inyectar o proporcionar medicación al paciente antes o después de realizar el procedimiento de liposucción para impedir la hemorragia. Además, los procedimientos convencionales a menudo requieren que se introduzca agua o solución salina para ayudar a descomponer la grasa, lo que puede hacer al procedimiento desagradable, incómodo y que requiera tiempo. El suministro de energía gradual y controlado en la grasa descrito anteriormente puede obviar la necesidad de fluido extra.
- La figura 2 muestra un diagrama de bloques del aparato quirúrgico 100 adecuado para implementar las ideas descritas anteriormente. El aparato 100 comprende un primer canal (de tratamiento) que tiene una fuente de energía de microondas 102 conectada para suministrar energía de microondas a una sonda 104. La sonda 104 incluye un conducto (no se muestra) para eliminar grasa licuada de un sitio de tratamiento usando la succión proporcionada por la bomba de succión 106.
- La fuente 102 comprende un oscilador 108, por ejemplo un oscilador controlado por voltaje u oscilador resonante dieléctrico, dispuesto para emitir una señal a una frecuencia estable, por ejemplo 14,5 GHz. El oscilador 108 puede estar conectado a una referencia cristalina estable en una configuración de bucle bloqueado por fase (no se muestra) para mantener a su frecuencia estable. La salida del oscilador está conectada al puerto de entrada de un divisor de potencia 110 (por ejemplo divisor de 3 dB), que separa la señal de salida entre un canal de tratamiento y un canal de medición (descritos a continuación). El canal de medición puede no ser necesario durante el procedimiento de liposucción, de modo que el divisor 110 puede ser opcional. La salida del divisor 110 en el canal de tratamiento es recibida por un atenuador variable 112, cuya función es modificar la amplitud de la señal bajo el control de la señal de control C₁ procedente del controlador 114 para controlar de forma ajustable el nivel de potencia de salida global del canal de tratamiento. La salida del atenuador variable 112 es recibida por un interruptor 116 (por ejemplo un interruptor de diodo PIN), cuya función es modular la señal bajo el control de la señal de control C₂ procedente del controlador 114 para permitir el funcionamiento pulsado (u otro formato de modulación, es decir una forma de onda triangular o una rampa que cae bruscamente a cero una vez que se ha alcanzado el valor máximo). La salida procedente del interruptor 116 es recibida por un amplificador de potencia 118 (por ejemplo una matriz de amplificadores MMIC), cuya función es amplificar el nivel de potencia de la señal a un nivel adecuado para el tratamiento. Una realización particular del amplificador de potencia 118 es un MMIC Triquint TGA4521-EPU, cuya salida está conectada en cascada a la entrada de un MMIC Triquint TGA4046-EPU de mayor potencia. El dispositivo TGA4521-EPU es capaz de producir una ganancia de 15 dB y un nivel de potencia de 23 dBm (200 mW) cuando es impulsado a saturación usando una señal impulsora apropiada a una frecuencia de hasta 47 GHz, y el dispositivo TGA4046-EPU es capaz de producir una ganancia de 16dB y un nivel de potencia de 33 dBm (2 W) cuando es impulsado a saturación usando una señal impulsora apropiada a una frecuencia de hasta 46 GHz. En esta realización, el sistema puede ser impulsado usando el oscilador fuente 108 que emite una frecuencia de 46 GHz y una potencia de salida de 2 dBm para permitir que se produzcan 2 W de potencia en la salida del segundo MMIC conectado en la disposición en cascada. El oscilador fuente 108 puede ser un dispositivo disponible a través de Castle Microwave Ltd., número de pieza: OFD-KF460105-01, que es un oscilador resonante dieléctrico que es capaz de producir un nivel de potencia de salida de hasta 5 dBm, tiene un intervalo de sintonía mecánica de ± 25 MHz, una estabilidad de frecuencia de ± 4 ppm/grado C, y un ruido de fase de -95 dBc/Hz a una compensación de 100 kHz.
- Tal como se ha explicado anteriormente, el control de la entrada de potencia en el amplificador 118 usando el atenuador variable 112 permite el control del nivel de potencia de salida.
- El nivel de potencia de salida puede controlarse de forma dinámica basándose en información procedente de un detector 120 que está conectado al canal de tratamiento entre la fuente 102 y la sonda 104. En esta realización, el detector 120 está dispuesto para detectar tanto señales directas procedentes de la fuente 102 a la sonda 104 como señales reflejadas que se desplazan de vuelta desde la sonda 104. En otras realizaciones el detector solamente puede detectar señales reflejadas. En más realizaciones adicionales, el detector puede omitirse completamente.
- El detector 120 comprende un acoplador direccional directo 122 conectado para acoplar la potencia procedente de la salida del amplificador 118. El puerto acoplado del acoplador 122 está conectado a un interruptor 124, cuya función es seleccionar la potencia acoplada directa o acoplada reflejada bajo el control de la señal de control C₃ procedente del controlador 114 a transportar para la medición por un detector heterodino 126. La salida del acoplador direccional directo 122 en el canal de tratamiento es recibida por el primer puerto de un primer circulador 128, cuya función es aislar las señales reflejadas que se desplazan de vuelta desde la sonda 104 desde la fuente 102. Las señales directas en el canal de tratamiento se desplazan desde el primer puerto del primer circulador 128 a su segundo puerto, donde son emitidas. Cualesquiera señales reflejadas recibidas en el segundo puerto del primer circulador 128 se desplazan hasta el tercer puerto y son emitidas a una carga provisional de potencia 130. La salida del segundo puerto del primer circulador 128 es recibida por el primer puerto de un segundo circulador 132, cuya

función es transportar las señales reflejadas hacia un acoplador direccional reflejado mientras aísla la señal reflejada de la señal directa. Las señales directas en el canal de tratamiento se desplazan desde el primer puerto del segundo circulador 132 a su segundo puerto, donde son emitidas. Las señales reflejadas procedentes de la sonda 104 son recibidas en el segundo puerto del segundo circulador 132, desde donde se desplazan hasta el tercer puerto y son emitidas. La salida del tercer puerto del segundo circulador 132 es recibida por un acoplador direccional reflejado 134, cuya función es acoplar potencia de la señal reflejada. Después de pasar a través del acoplador 134, la señal reflejada es absorbida en una carga provisional de potencia 136. El puerto acoplado del acoplador de potencia reflejada 134 está conectado al interruptor 124 a transportar al detector heterodino 126 cuando se selecciona. Es ventajoso usar dos circuladores en esta configuración, pero esta invención no está limitada al uso de dos, es decir pueden usarse uno, tres o más.

La salida del detector 120 en el canal de tratamiento es recibida por un mecanismo de sintonía de impedancia 138, cuya función es hacer corresponder la impedancia de los componentes en el canal de tratamiento con la impedancia de la sonda 104 cuando está en el tejido para facilitar la transferencia de potencia eficaz al tejido. El mecanismo de sintonía de impedancia 138 puede ser opcional. En esta realización, el mecanismo de sintonía de impedancia 138 comprende una cavidad con tres soportes de cuarto de onda insertables en su interior bajo el control de la señal de control C₄ procedente del controlador 114. El mecanismo de sintonía de impedancia 138 puede ser tal como se describe en el documento WO 2005/115235. El mecanismo de sintonía de impedancia puede ser operativo solamente durante la inserción (tunelización) de la sonda tal como se describe a continuación. No es necesario que el mecanismo de ajuste de impedancia esté limitado a esta configuración, es decir podría comprender un único o una pluralidad de varactores de potencia o diodos PIN de potencia conectados a un microcinta u otra línea de transmisión entre la salida del generador de potencia y la antena, o una longitud variable (o ajustable) de microcinta (o línea de cinta) configurada como un soporte de cuarto de onda de sintonía variable que también puede moverse a lo largo de una microcinta de impedancia constante u otra línea de transmisión entre la salida del generador y la antena. Todas las posiciones de sintonía pueden conseguirse mediante un cambio de la longitud del soporte de cuarto de onda variable y su movimiento a lo largo de la microcinta o línea coaxial puede estar limitado a hasta la mitad de la longitud de onda cargada a la frecuencia de interés.

La salida del mecanismo de sintonía de impedancia 138 es recibida por un interruptor 140, cuya función es seleccionar una señal del canal de tratamiento o una señal del canal de medición para introducirla en la sonda 104 bajo el control de la señal de control C₅ procedente del controlador 114. Este interruptor puede ser un interruptor de guía de ondas, un interruptor de varactor de potencia/diodo PIN, un interruptor coaxial o similar.

La señal de salida procedente del interruptor 140 es transportada a la sonda 104 mediante un cable de transmisión flexible (por ejemplo cable coaxial) que termina en un conector 144 en la sonda 104. El conector 144 transfiere la señal a una antena (no se muestra) que incluye una antena aérea 146 dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas desde el extremo distal de la sonda 104. La frecuencia de la radiación de microondas y el nivel de potencia de la señal enviada a la sonda se seleccionan de modo que el campo de radiación de microondas adopte una configuración en la grasa (tejido adiposo) que causa una elevación de la temperatura suficiente para romper las paredes celulares en un volumen adecuado en la región de tratamiento, con lo que la grasa se licua.

Un conducto (no se muestra) en la sonda 104 incluye una o más aberturas en el extremo distal de la sonda 104. El extremo proximal del conducto está conectado mediante una tubería de transporte 148 a un recipiente de almacenamiento 150. Una bomba de succión 106 aplica una fuerza de succión mediante la tubería de transporte al conducto con lo que la grasa licuada en el extremo distal de la sonda 104 es aspirada al interior del recipiente de almacenamiento 150. La bomba de succión 106 está controlada por el controlador 114.

Un usuario puede interactuar con el controlador 114 mediante la interfaz del usuario 152, que puede ser una pantalla táctil, un teclado de membrana y una pantalla LCD/LED, o similar.

El detector heterodino 126 comprende un mezclador 154 dispuesto para recibir una señal de referencia procedente de una fuente de frecuencia fija 156 y una señal medida procedente del detector 120 o el detector en el canal de medición (descrito a continuación) mediante el interruptor 158. Después de la mezcla, las señales de salida se hacen pasar a través de un filtro 160 para permitir que solamente la señal de diferencia con la frecuencia más baja esté disponible para la medición de magnitud y opcionalmente fase usando un procesador de señales digitales 162 de manera convencional. También puede usarse una solución de hardware para permitir que se extraiga la información de magnitud y de fase, es decir puede usarse un mezclador I-Q de cuadratura. El resultado de la medición es enviado al controlador 114, donde es usado en posteriores operaciones asociadas con el control del dispositivo.

Durante el uso, las mediciones obtenidas de las señales producidas por el detector 120 proporcionan una indicación de la cantidad de potencia que está siendo suministrada al tejido, por ejemplo grasa, sangre, colágeno, etc. Los cambios de la potencia suministrada pueden ser indicativos de cambios del tipo de tejido en el extremo distal de la sonda 104. El controlador 114 puede seleccionar un perfil de suministro de energía basándose en las mediciones. A continuación se describen diferentes tipos de perfil energético en referencia a la figura 4.

Fundamentalmente, es la combinación de la frecuencia de microondas y el nivel de potencia de salida la que determina el volumen y la cantidad de calentamiento que se produce en la región de tratamiento. A las frecuencias de microondas descritas en el presente documento, la profundidad de penetración en la sangre es mucho menor que la de en grasa, así que para un nivel de potencia de salida dado, la cantidad de calentamiento en la sangre (o la elevación de la temperatura de la sangre) es automáticamente mayor. Esto facilita el rápido sellado de vasos sanguíneos rotos encontrados durante el tratamiento.

La cantidad de energía que es reflejada por la sangre puede ser diferente de la cantidad de energía reflejada por la grasa. El detector puede detectar este cambio y el controlador puede estar dispuesto para reconocer que un cambio dado corresponde a la aparición de sangre. Aunque la configuración del campo de microondas cambia automáticamente para la sangre, el cambio de la cantidad de energía reflejada puede afectar a la cantidad de energía transferida a la sangre. Los coeficientes de reflexión para radiación electromagnética emitida al interior de la grasa y la sangre con una frecuencia en el intervalo de 1 GHz a 300 GHz difieren significativamente. Por ejemplo, si suponemos que una antena de suministro de energía tiene una impedancia característica de 50Ω y la frecuencia de funcionamiento es de 14,5 GHz, el coeficiente de reflexión para grasa es de 0,56 comparado con 0,05 para sangre. El aparato puede ser ajustable para justificar esto. Por ejemplo, el controlador puede monitorizar la cantidad de energía suministrada usando las señales procedentes del detector y ajustar el nivel de potencia de salida si fuera necesario. También puede implementarse la correspondencia de impedancia dinámica para garantizar que el coeficiente de reflexión permanece lo más cercano posible a cero durante el procedimiento, independientemente de cualesquiera cambios del coeficiente de reflexión debidos a falta de correspondencia de impedancia entre el extremo de la sonda y el tejido de contacto.

La frecuencia del oscilador 108 puede ser ajustable, por ejemplo dependiendo del tamaño de la región de tratamiento. A frecuencias más elevadas, la profundidad de penetración de las configuraciones del campo tanto para grasa como para sangre son menores, pero la diferencia relativa parece permanecer inalterada.

El aparato puede usarse en un método de realización de un procedimiento de liposucción y estiramiento de la piel integral. En este procedimiento, la sonda se inserta en la grasa subcutánea y se suministra energía a la grasa para calentarla gradualmente y hacer que se licue. La grasa licuada se elimina del cuerpo a lo largo del conducto contenido dentro de la sonda, usando la bomba de succión y el recipiente de almacenamiento. Cualquier flujo sanguíneo causado por la ruptura de vasos sanguíneos durante el procedimiento cesa instantáneamente debido al hecho de que la alta frecuencia de microondas produce una pequeña profundidad de penetración de la energía en la sangre en comparación con la de la grasa subcutánea, por ejemplo 1 mm en comparación con 12 mm, para permitir que la sangre se coagule instantáneamente, es decir para proporcionar una característica de hemostasia automática. Cuando la grasa se ha drenado, la sonda puede reubicarse en la región de la piel que contiene colágeno y el perfil energético se modifica para permitir que la temperatura se incremente rápidamente hasta 80°C para permitir que se realice el estiramiento de la piel. El sistema de detección puede permitir una fiable y precisa monitorización del proceso de desnaturalización de colágeno a través de cambios del coeficiente de reflexión entre el extremo distal la sonda y el colágeno.

Una aplicación particular del aparato puede ser en un método de realización de un procedimiento de liposucción y estiramiento de la piel integral en estructuras tisulares finas. En esta aplicación, la sonda se inserta en una estructura tisular fina. A continuación se suministra energía al interior de la estructura tisular fina usando un primer modo de funcionamiento en el que el perfil energético es adecuado para calentar gradualmente células grasas dentro de la estructura tisular fina para hacer que la grasa se licue. Un perfil energético adecuado puede ser uno en el que se suministra energía mediante transmisión de onda continua a la sonda a una potencia de 10 W o menos. Como alternativa, la energía puede suministrarse mediante una transmisión pulsada de ciclo de trabajo corto, es decir una transmisión pulsada con un ciclo de trabajo del 10 % o inferior. Puede utilizarse una combinación de estos dos métodos de transmisión de energía. Una vez que la grasa se ha licuado, una pequeña cantidad de grasa se elimina de la estructura tisular fina a lo largo del conducto contenido dentro de la sonda, usando la bomba de succión y el recipiente de almacenamiento. Cuando la grasa se ha drenado, se suministra energía al interior de la estructura tisular fina usando un segundo modo de funcionamiento en el que el perfil energético es adecuado para calentar el colágeno a una temperatura de hasta 80°C para permitir que se realice el estiramiento de colágeno. Un perfil energético adecuado puede ser uno en el que se suministra energía mediante transmisión de onda continua a la sonda a una potencia de 10 W o más. Como alternativa, la energía puede suministrarse mediante una transmisión pulsada de ciclo de trabajo más largo, es decir una transmisión pulsada con un ciclo de trabajo del 10 % o más. Puede utilizarse una combinación de estos dos métodos de transmisión de energía. Los perfiles energéticos en el primer y/o el segundo modo de funcionamiento pueden incluir características tales como control por rampa, una o más etapas, o una combinación de estas características. La forma de los perfiles energéticos en el primer y/o el segundo modo de funcionamiento no está limitada a una onda continua o una señal pulsada de onda cuadrada. En su lugar, pueden usarse perfiles energéticos de otra forma, tales como un perfil de onda Gaussiana o un perfil redondeado.

El aparato también puede usarse para ayudar en el proceso de tunelización, es decir el proceso de insertar la sonda en la región de tratamiento. La sonda puede estar dispuesta para radiar energía de microondas a medida que la sonda se inserta a través de las capas anatómicas entre la superficie de la piel y la grasa para formar un canal para

que se inserte la antena sin causar dolor, previniendo la pérdida de sangre y reduciendo el nivel de incomodidad experimentada por el paciente cuando los procedimientos se llevan a cabo usando métodos normales. En el proceso de tunelización, es deseable que la sonda produzca calor enfocado con una profundidad de penetración limitada para calentar las estructuras tisulares de tal manera que se produzca un canal uniforme. Dado que puede haber muchas estructuras tisulares diferentes en la trayectoria hasta la región de tratamiento, puede requerirse sensibilidad del aparato y ajuste dinámico del nivel de potencia. Para facilitar esto, puede proporcionarse un canal de medición entre el oscilador 108 y la sonda 104. El propósito del canal de medición es emitir señales de baja potencia en la sonda lo que permite que se midan las propiedades de cualquier tejido presente allí. Un nivel de potencia para una señal a través del canal de tratamiento puede seleccionarse basándose en las mediciones realizadas usando el canal de medición. Esta disposición permite que se genere un canal uniforme en el tejido.

La salida del divisor 110 en el canal de medición es recibida por un acoplador direccional directo 164 conectado para acoplar potencia procedente del canal de medición. El puerto acoplado del acoplador 164 está conectado a un interruptor 166, cuya función es seleccionar la potencia acoplada directa o acoplada reflejada bajo el control del controlador 114 a transportar para medición por el detector heterodino 126. La salida del acoplador direccional directo 164 en el canal de medición es recibida por el primer puerto de un circulador 168, cuya función es aislar las señales reflejadas que se desplazan de vuelta desde la sonda 104 desde la fuente 102. Las señales directas en el canal de medición se desplazan desde el primer puerto del circulador 168 hasta su segundo puerto, donde son emitidas. Cualesquiera señales reflejadas recibidas en el segundo puerto del circulador 168 se desplazan hasta el tercer puerto y son emitidas a una carga provisional de potencia 170. La salida procedente del segundo puerto del circulador 168 es recibida por un acoplador direccional 172, que está configurado como un acoplador direccional de potencia directo y forma parte de un circuito de cancelación portador. La salida del acoplador direccional 172 es introducida en el primer puerto del circulador 174. El segundo puerto del circulador 174 está conectado a la sonda 104 mediante el interruptor 140. El tercer puerto del circulador 174 está conectado a la entrada de un acoplador direccional 176, que está configurado como un acoplador direccional de potencia directo y forma parte del circuito de cancelación portador. La función del circulador 174 es transportar la señal reflejada hacia el detector heterodino 126 mientras aísla la señal reflejada de la señal directa. Las señales directas en el canal de medición se desplazan desde el primer puerto del segundo circulador 174 a su segundo puerto, donde son emitidas. Las señales reflejadas desde la sonda 104 son recibidas en el segundo puerto del circulador 174, desde donde se desplazan al tercer puerto y son emitidas. La salida del tercer puerto del circulador 174 es recibida por el acoplador direccional 176, que es parte del circuito de cancelación portador. Después de pasar a través del acoplador 176, la señal reflejada conectada al interruptor 166 es transportada al detector heterodino 126 cuando es seleccionada.

El circuito de cancelación portador proporciona aislamiento adicional al proporcionado por los circuladores 168, 174. El circuito de cancelación portador comprende el acoplador direccional directo 172, un ajustador de fase 178, un atenuador ajustable 180, y un segundo acoplador direccional directo 176. El circuito de cancelación portador funciona tomando una parte de la señal directa procedente del puerto acoplado del acoplador 172 y ajustando la fase y el nivel de potencia de modo que esté desfasado 180° y de la misma amplitud que cualquier señal no deseada que llega a través del tercer puerto del circulador 174 para permitir que el componente de señal no deseada se cancele. La señal de cancelación portadora se inyecta en la salida del tercer puerto del circulador 174 usando un segundo acoplador directo 176.

Dado que el canal de medición proporciona señales reflejadas directamente (es decir no mediante el acoplador) al detector heterodino 126, la potencia suministrada en el canal de medición puede ser mucho menor que la del canal de tratamiento.

Los interruptores 140, 158 están dispuestos para cambiar juntos para seleccionar el canal tratamiento o el de medición. El aparato puede cambiar periódicamente al canal de medición durante la tunelización para monitorizar el tejido en el extremo distal de la sonda. Esta información de medición puede usarse para permitir el ajuste apropiado del perfil energético (nivel de potencia durante periodos de tiempo especificados) suministrado en el tejido biológico de interés. También puede usarse como la base para el ajuste de la red de correspondencia de potencia usada para hacer coincidir la impedancia del extremo de la sonda con el tejido de contacto, es decir para garantizar que el coeficiente de reflexión es lo más próximo posible a cero.

Las disposiciones de los acopladores direccionales 122, 134 en el canal de tratamiento proporcionan una ventaja adicional de esta realización. Convencionalmente, se insertan acopladores directo e inverso en la misma trayectoria, por ejemplo entre la salida del amplificador y la entrada a la sonda. Esto puede limitar la sensibilidad de las señales de medición (o el intervalo dinámico del sistema) dado que es posible que la señal no deseada sea de similar magnitud a la señal deseada (de medición). Esto es particularmente relevante cuando la señal reflejada es pequeña debido a una pequeña falta de correspondencia entre la impedancia de la antena y la de la carga. En esta invención, puede ser importante realizar una medición en esta situación, por ejemplo donde la impedancia del sistema es de 50 Ω y la impedancia de la carga es de 46 Ω (es decir en la que el 4,17 % de la potencia incidente es reflejado de vuelta). El problema en este caso es que una señal no deseada procedente de un puerto desacoplado que se desplaza en la dirección opuesta a la señal de medición deseada puede ser de magnitud similar a la señal deseada, por lo tanto la señal de medición no puede discernirse de la señal del ruido. En sistemas convencionales, el aislamiento entre las señales directa e inversa depende solamente del factor de acoplamiento del acoplador

direccional (la potencia incidente muestreada) y la directividad (lo bien que el acoplador distingue entre las ondas de desplazamiento directa e inversa) y el aislamiento total (dB) entre las señales directa e inversa iguala la suma del factor de acoplamiento (dB) y la directividad (dB).

- 5 Este problema puede exacerbarse en la invención cuando la señal reflejada se usa para controlar el perfil de suministro de energía, dado que la señal reflejada se corromperá debido al hecho de que siempre habrá más señal directa que señal reflejada debido a pérdidas de trayectoria entre el acoplador de medición y la carga, es decir pérdida de inserción del cable y la antena/el eje de la sonda, etc.
- 10 La invención puede superar estos problemas en disposiciones donde no hay correspondencia o sintonía de impedancia dinámica reubicando los acopladores direccionales directo e inverso a entre la salida del amplificador de potencia (u oscilador en el canal de medición) y la entrada al primer puerto del circulador y entre el tercer puerto del circulador y la carga provisional de potencia respectivamente.
- 15 Puede conseguirse un aislamiento aumentado adicional o sensibilidad de medición mejorada entre las señales directa e inversa insertando uno o más circuladores adicionales (con cargas provisionales de 50Ω conectadas entre el tercer puerto y tierra) entre el acoplador de señal directa y el primer puerto del primer circulador, con el circulador final siendo usado para medir la señal reflejada. Cada circulador adicional incrementará el aislamiento en términos de la señal de potencia inversa que corrompe la señal de potencia directa mediante el aislamiento de flujo de potencia no deseado del circulador, es decir tres circuladores adicionales con aislamiento en la trayectoria no deseada de 20 dB incrementarán el aislamiento global en 60 dB.

Las figuras 3A, 3B y 3C muestra vistas laterales de sección transversal de tres sondas ejemplares para su uso con el aparato descrito anteriormente.

- 25 La figura 3A muestra una sonda 200 que comprende un cuerpo similar a un bolígrafo alargado 202 que tiene un conector 204 en su extremo proximal y una punta redondeada 206 en su extremo distal. El conector 202 está conectado al cable de transmisión flexible 142 mostrado en la figura 2. El cuerpo 202 tiene una antena integrada, que comprende una estructura de alimentación coaxial que incluye un conductor interno 206, un conductor externo 207 y un material dieléctrico 208 entre ellos. La estructura de alimentación termina con una antena aérea 209 en la punta redonda. La antena aérea 209 está dispuesta para irradiar un campo de microondas.

- 30 En esta realización, un conducto 203 está formado a través del conductor interno 206. Esta disposición hace uso del hecho de que la profundidad de penetración de un campo de microondas cuando la energía se propaga en materiales conductores es muy pequeña (es decir menos de 0,1 mm). Por lo tanto, la eliminación del centro del conductor interno 206 para proporcionar un conducto 203 para que la grasa sea transportada no afecta sustancialmente a la transferencia de la energía de microondas. Una ventaja adicional es que la pérdida de energía durante la propagación en la estructura de alimentación coaxial puede interactuar con la grasa en el conducto para calentarla gradualmente y mantenerla en forma licuada.

- 40 El conducto 203 se extiende desde una abertura en el extremo distal de la sonda (en este caso una abertura en la antena aérea 209) hasta una salida ubicada hacia el extremo proximal de la sonda. La tubería de transporte flexible 148 (tal como se muestra en la figura 2) está conectada a la salida.

- 45 La figura 3B muestra una sonda 210 que es similar a la sonda 200 en la figura 3A excepto que el conducto 213 está provisto adyacente a la estructura de alimentación coaxial en lugar de atravesándolo. A los componentes en común con la figura 3A se les da el mismo número de referencia y su descripción no se repite. En esta realización, la entrada 212 al conducto 213 está ubicada en el lado de la antena aérea 209. Aunque la entrada 212 se representa como abriéndose hacia delante, puede abrirse lateralmente, es decir la abertura puede discurrir a lo largo del lado de la sonda.

- 50 La figura 3C muestra una sonda 220 que es similar a la sonda 200 en la figura 3A excepto que el conducto 223 es un canal anular provisto alrededor de la salida de la estructura de alimentación coaxial. A los componentes en común con la figura 3A se les da el mismo número de referencia y su descripción no se repite.

- 55 La figura 4 muestra una sonda 400 que es similar a la sonda 200 en la figura 3A. A los componentes en común con la figura 3A se les da el mismo número de referencia y su descripción no se repite. En esta realización, el conductor interno 402 está en forma de un tubo hueco que formaba el conducto 410 para extraer grasa licuada. El conductor externo 404 está separado del conductor interno por una pluralidad de separadores similares a un anillo 408, que están hechos preferentemente de un material dieléctrico de baja pérdida, es decir PTFE. Los separadores 408 también pueden ser metálicos pero, en este caso particular, será necesario que estos estén ubicados de tal manera que no afecten al campo electromagnético establecido dentro de la estructura, es decir deben estar ubicados donde el campo E es un mínimo o en posiciones estratégicas a lo largo de la estructura donde se producen los mínimos del campo E. El material dieléctrico 406 de la estructura de alimentación coaxial en esta realización es aire.

65

La sonda 400 tiene seis pasajes 412 para transferir grasa licuada fuera del conducto 410. Cada pasaje de salida 412 es un soporte de cuarto de onda coaxial que se extiende radialmente lejos del conducto 410. Aunque los soportes de cuarto de onda se representan como extendiéndose ortogonalmente al eje de la estructura de alimentación coaxial, pueden extenderse en cualquier ángulo. Cada soporte de cuarto de onda puede estar acoplado a un tubo 414 conectado al dispositivo de succión. La disposición usando una pluralidad de tubos de succión puede ser ventajosa en términos de permitir que el flujo de grasa se incremente, lo que puede conducir a una disminución del tiempo de tratamiento. Una ventaja adicional es que esta disposición puede impedir que se produzca una acumulación de presión o un bloqueo en algún punto a lo largo del tubo formado por el conductor central.

En el extremo distal de cada soporte de cuarto de onda, el conductor interno 402 se encuentra con el conductor externo 404 para crear un estado de cortocircuito. Para garantizar un campo eléctrico máximo en el centro de la estructura de alimentación coaxial, la longitud de cada soporte de cuarto de onda, es decir la distancia desde el eje de la estructura de alimentación hasta el extremo del soporte de cuarto de onda, es un múltiplo impar de cuartos de longitud de onda, es decir,

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

donde n es cualquier número entero, y λ es la longitud de onda del campo de microondas irradiado. Para radiación de microondas que tiene una frecuencia de 2,45 GHz, un cuarto de longitud de onda es de aproximadamente 3 cm.

Los soportes de cuarto de onda adyacentes pueden estar separados a lo largo del eje de la estructura de alimentación coaxial por un múltiplo de medias longitudes de onda, es decir,

$$\frac{m\lambda}{2},$$

donde m es cualquier número entero, y λ es la longitud de onda del campo de microondas irradiado. Esto puede garantizar que la magnitud del campo sea la misma en la base de cada soporte de cuarto de onda. Si los soportes de cuarto de onda tienen, cada uno, una longitud que es un múltiplo impar de un cuarto de longitud de onda, es deseable que el campo tenga una magnitud máxima en sus bases respectivas para minimizar la pérdida en la

estructura de alimentación. Debe observarse que esta disposición no está limitada al uso de separación $\frac{m\lambda}{2}$

entre soportes de cuarto de onda adyacentes. El factor importante es que los máximos del campo E estén establecidos en el centro del conductor central usando la disposición de alimentación descrita anteriormente, con lo que los máximos del campo E se establecen acortando los conductores interno y externo una distancia de un cuarto de longitud de onda lejos del conductor central.

La figura 5 muestra una sonda 500 para su uso con la presente invención. La sonda 500 tiene una estructura de alimentación coaxial que comprende un conductor externo 502 separado de un conductor interno 504 por un material dieléctrico 506. El conductor interno 504 es hueco para definir un canal 508 para eliminar grasa licuada de un sitio de tratamiento. La estructura de alimentación termina en un extremo distal con una antena aérea 510 que está dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas enfocado al interior del tejido, por ejemplo grasa en un sitio de tratamiento, o sangre en ruta. La antena aérea puede estar hecha de un material dieléctrico (es decir no metálico) duro tanto para proporcionar resistencia estructural como para permitir que un campo de radiación de microondas sea emitido para tratamiento. La antena aérea 510 puede estar formada en un punto afilado para ayudar a la inserción en el sitio de tratamiento.

La sonda 500 difiere de realizaciones previas en que la estructura de alimentación es alimentada lateralmente, es decir la energía de microondas es suministrada al interior de la sonda desde una dirección que está en ángulo con respecto al eje de la estructura de alimentación, es decir 90° con respecto al eje. En la figura 5, la energía de microondas es suministrada desde un conjunto de cable 512 al interior de la estructura de alimentación mediante un conector 514. El conector 514 puede ser convencional, por ejemplo de tipo N, de tipo SMA y/o MCX. El conector 514 tiene una clavija central 516 que se extiende desde el conector 514 a través del material dieléctrico 506 para entrar en contacto con el conductor interno 504. El conector 514 también tiene un manguito externo conductor 518 en contacto eléctrico con el conductor externo 502. Para garantizar que la energía alimentada es eficiente, el conductor interno 504 (516) y el conductor externo 502 (518) se ponen en contacto eléctrico entre sí en un extremo proximal 520 de la sonda 500 para crear un estado de cortocircuito, y la clavija central 516 contacta con el conductor interno a una distancia que es un múltiplo impar de un cuarto de longitud de onda desde la ubicación de cortocircuito para producir un máximo del campo E en este punto.

Una ventaja de la disposición alimentada lateralmente es que la grasa licuada puede extraerse a lo largo del eje de la estructura coaxial, por ejemplo a través de un tubo de extracción flexible 522 unido en el extremo proximal 520 de la sonda 500. La trayectoria de extracción puede estar, por lo tanto, libre de esquinas afiladas, lo que puede facilitar el flujo suave. Un tapón 524 puede unirse para sellar alrededor la interfaz entre la sonda 500 y el tubo de extracción 522 para impedir las fugas.

La figura 6 muestra una sonda 600 que tiene un transformador de impedancia formado de una pieza 650. La sonda comprende una estructura de alimentación coaxial que comprende un conductor interno 602 separado de un conductor externo 604 por un material dieléctrico 606. El conductor interno 602 es hueco para definir un canal 608 para extraer grasa licuada de un sitio de tratamiento. La estructura coaxial termina en su extremo distal con una antena aérea 610, por ejemplo hecha de un material no metálico duro tal como se ha descrito anteriormente. Un tubo de extracción 612 está conectado al canal a través de la estructura coaxial para transportar la grasa licuada lejos de la sonda.

En esta realización, la sección distal de la sonda 600 que incluye el canal puede tener una impedancia que se hace coincidir con la impedancia del tejido biológico a tratar a la frecuencia de energía de microondas transportada por la estructura coaxial. Por ejemplo, la sección distal puede tener una impedancia dispuesta para corresponder con el tejido adiposo o la sangre.

Normalmente, la impedancia del tejido es menor que la impedancia de un conjunto de cable de microondas convencional (normalmente 50 Ω). Para garantizar un suministro eficaz de energía de microondas en la sección distal, la sonda 600 incluye un transformador de impedancia 650. Para garantizar que los coeficientes de reflexión en la unión entre la impedancia de la fuente (del conjunto de cable 614 de 50 Ω, el conector 616 y el generador de microondas) y el transformador de impedancia 650 (impedancia característica) y la sección distal y el transformador de impedancia 650 se minimizan (preferentemente cero), el transformador 650 tiene una longitud de un múltiplo impar de cuartos de longitud de onda de la energía de microondas y una impedancia Z_T que cumple la condición,

$$Z_T = \sqrt{Z_s Z_L} ,$$

donde Z_s es la impedancia de la fuente (por ejemplo 50 Ω) y Z_L es la impedancia de carga (es decir la impedancia de la sección distal) que es, preferentemente, también la misma que la impedancia del tejido que encuentra cuando su extremo distal establece contacto directo con el tejido, o establece contacto mediante una estructura de antena aérea unida a la estructura coaxial final.

Dado que la impedancia de una estructura de alimentación coaxial depende de la relación entre los diámetros de los conductores interno y externo, el transformador de impedancia puede integrarse en una sonda que tiene un diámetro externo fijo mediante la selección adecuada del diámetro del conductor interno.

En detalle, la impedancia de un cuerpo coaxial puede expresarse como:

$$Z = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log \frac{b}{a} ,$$

donde Z es la impedancia del cuerpo coaxial, ϵ_r es la permitividad relativa del material dieléctrico que separa los conductores interno y externo, a es el diámetro externo del conductor interno y b es el diámetro interno del conductor externo. Para hacer corresponder una impedancia de la fuente de 50 Ω con una impedancia de carga de 18 Ω a 14,5 GHz, el transformador de impedancia puede tener una longitud de aproximadamente 2 cm y una impedancia de 30 Ω. Tal como se muestra en la figura 6, esto puede conseguirse modificando a y manteniendo ϵ_r y b fijos.

Una disposición de antena adicional (no se muestra en el presente documento) es una disposición en la que los separadores o discos usados para separar los conductores interno y externo, es decir 408 en la figura 4, no están hechos de materiales macizos, sino que contienen huecos, por ejemplo agujeros o mallas, para proporcionar un segundo canal para permitir que la grasa fluya entre la pared interna del conductor externo y la pared externa del conductor interno, permitir de este modo un incremento del volumen de grasa que puede ser transportado a lo largo de la estructura. En esta disposición, la estructura coaxial puede estar diseñada para tener en cuenta la impedancia promedio de la grasa y estar configurada para ser una línea de transmisión eficiente cuando la grasa está presente dentro de la estructura. La grasa es un material con pérdidas y, por lo tanto, el hecho de que ahora forme parte de la línea de transmisión significa que puede calentarse rápidamente y permanece licuada para ayudar a la eliminación. También será posible medir la falta de correspondencia de impedancia causada cuando no hay grasa presente dentro de la estructura y esta información puede ser útil o proporcionar información adicional para ayudar a controlar el sistema. Esta disposición tiene la ventaja de proporcionar dos canales que incrementarán la eficiencia del sistema cuando se usan en aplicaciones donde es necesario eliminar grandes volúmenes de grasa del cuerpo.

Ejemplos particulares de conjuntos de cable coaxiales semirrígidos que pueden usarse para permitir que realizaciones de la presente invención mostradas en las figuras 3A, 3B, 3C, 4 y 5 se reduzcan a la práctica son:

- 5 1. Conjunto de cable, número de pieza: HC70009-3, disponible de Rhophase Microwave Ltd., que tiene un diámetro externo de 2,1844 mm; y
2. Conjunto de cable con números de pieza: UT85-0039 y UT47-0039, disponibles de Rosenberger Micro-Coax Ltd., que tienen una pérdida de inserción máxima de 1,32 dB por 100 mm de longitud y una frecuencia de funcionamiento de 46 GHz.

10 La figura 7 es un gráfico que muestra esquemáticamente cómo cambian diversos parámetros con el tiempo durante el funcionamiento de la invención. La línea inferior en la figura 7 ilustra cómo cambia el perfil de potencia reflejada, es decir cómo cambia la magnitud de la potencia reflejada detectada por el detector, durante el tratamiento. En esta realización, la potencia reflejada muestra tres niveles (A, B, C) donde es estática, con abruptas transiciones desde un nivel a otro en ciertos puntos en el tiempo. En esta realización, el nivel A se muestra cuando la sonda está en grasa y el campo de microondas irradiado adopta su primera configuración. El nivel B indica un nivel mucho más bajo de potencia reflejada. Esto puede estar asociado con el coeficiente de reflexión más bajo asociado con la sangre, de modo que el nivel B se muestra cuando la sonda está en sangre y el campo de microondas irradiado adopta su segunda configuración. El nivel C es un nivel intermedio de potencia reflejada, que en esta realización puede estar asociado con la presencia de colágeno en el extremo distal de la sonda. El nivel C puede mostrarse, por lo tanto, cuando la sonda está en colágeno y el campo de microondas irradiado adopta su tercera configuración.

15 La línea superior en la figura 7 ilustra esquemáticamente cómo varía la temperatura del tejido en el extremo distal de la sonda para los diferentes tipos de tejido indicados por los niveles del coeficiente de reflexión A, B y C descritos anteriormente. Para la grasa, el perfil de temperatura es relativamente bajo, por ejemplo 2 °C-3 °C por encima de la temperatura corporal. Para la sangre, el perfil de temperatura es más elevado, por ejemplo 20 °C-30 °C por encima de la temperatura corporal. Para el colágeno es aún más elevado, por ejemplo 40 °C-50 °C por encima de la temperatura corporal.

20 Los perfiles de temperatura ilustrados en la figura 7 son perfiles diana a conseguir mediante el suministro de energía al interior de los tipos de tejido respectivos. El aparato de la invención puede ser controlable para seleccionar un perfil de suministro de energía (por ejemplo entre una pluralidad de perfiles preestablecidos) de acuerdo con el perfil de potencia reflejada detectado u otra información del detector. La figura 7 muestra dos ejemplos de cómo pueden seleccionarse perfiles energéticos para conseguir el perfil de temperatura deseado.

30 El ejemplo A se refiere a la energía suministrada por transmisión de onda continua (OC) a la sonda (es decir donde el interruptor 116 en la figura 2 está omitido o siempre cerrado). En esta realización, la transición al nivel B de potencia reflejada es detectada por el controlador. Basándose en esta detección, el controlador ajusta el atenuador variable 112 para incrementar el nivel de potencia de salida de P_1 a P_2 . En combinación con que el campo de microondas adopta automáticamente su segunda configuración (donde la potencia suministrada está enfocada estrechamente en la sangre), esto facilita la coagulación. Cuando el vaso sanguíneo está sellado, la potencia reflejada vuelve al nivel A. Esto es detectado por el controlador, que ajusta el atenuador variable 112 para disminuir el nivel de potencia de salida de P_2 a P_1 para que coincida con el campo de microondas que adopta automáticamente su primera configuración. Ajustes similares se producen cuando se encuentra un vaso sanguíneo reventado.

45 Al final del proceso de liposucción (es decir después de que se elimina la grasa), la sonda puede moverse al colágeno. El controlador detecta la presencia de colágeno en el extremo distal de la sonda desde la transición al nivel C en el nivel de potencia reflejada. Basándose en esta detección, el controlador ajusta el atenuador variable 112 para incrementar el nivel de potencia de salida de P_1 a P_3 para una pluralidad de cortas ráfagas. En combinación con el campo de microondas que adopta automáticamente su tercera configuración (donde la potencia suministrada está enfocada estrechamente en el colágeno), esto eleva la temperatura del colágeno a un nivel que facilita el estiramiento de la piel.

50 El ejemplo B se refiere a la energía suministrada mediante transmisión de ondas pulsadas a la sonda. El método corresponde al descrito con respecto al ejemplo A, excepto que el controlador también controla el interruptor 116 para determinar la longitud y la separación del pulso (ciclo de trabajo). Por ejemplo, los pulsos pueden estar más separados cuando se trata grasa para mantener la temperatura relativamente baja. Por el contrario, los pulsos pueden estar menos separados cuando se trata sangre. Cuando se trata colágeno, los pulsos pueden tener una amplitud muy elevada pero una amplia separación (por ejemplo ciclo de trabajo al 30 %), con lo cual la energía es suministrada muy rápidamente al colágeno para crear el calor instantáneo necesario que está altamente enfocado en el colágeno y no causa daños a estructura tisulares adyacentes.

REIVINDICACIONES

1. Aparato quirúrgico (100) para liposucción que comprende:

5 una fuente de energía de microondas (102) dispuesta para emitir un nivel de potencia controlable de radiación de microondas;
una sonda (104) para inserción en una región de tratamiento en tejido biológico, incluyendo la sonda:

10 una antena conectada para recibir la radiación de microondas de salida y dispuesta para emitir hacia fuera un campo de radiación de microondas para suministrar energía de microondas en la región de tratamiento, y
un conducto para transportar grasa licuada lejos de la región de tratamiento;

15 una bomba de succión (106) conectada al conducto (203);
un detector (120) dispuesto para detectar potencia de microondas directa suministrada a la sonda; y
un controlador (114) para ajustar el nivel de potencia controlable de radiación de microondas,
caracterizado por que:

20 el detector (120) está dispuesto para detectar potencia de microondas reflejada de vuelta desde la región de tratamiento;
el controlador (114) está dispuesto para seleccionar un perfil de suministro de energía entre una pluralidad de perfiles de suministro de energía predeterminados basándose en cambios de la potencia de microondas reflejada detectada basándose en la potencia de microondas directa y reflejada detectadas para suministrar energía de microondas de acuerdo con un perfil de suministro de energía predeterminado; y
25 el aparato comprende además:

30 un atenuador variable (112) controlado por el controlador (114) para modificar la amplitud de la radiación de microondas procedente de la fuente de energía de microondas de acuerdo con el perfil de suministro de energía seleccionado; y
un interruptor (116) controlado por el controlador (114) para modular la radiación de microondas procedente de la fuente de energía de microondas para permitir un funcionamiento de onda pulsado o continuo de acuerdo con el perfil de suministro de energía seleccionado,

35 en el que la pluralidad de perfiles de suministro de energía predeterminados incluye perfiles de suministro de energía en los que la frecuencia de la radiación de microondas y el nivel de potencia controlable se seleccionan de modo que el campo de radiación de microondas emitido adopte automáticamente una primera configuración cuando es emitido en grasa y una segunda configuración cuando es emitido en sangre, siendo la energía de microondas suministrada por la primera configuración para licuar la grasa y siendo la energía de microondas suministrada por la segunda configuración para coagular la sangre.

40 2. Aparato quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la frecuencia de la radiación de microondas y el nivel de potencia controlable son ambos iguales en las primera y segunda configuraciones.

45 3. Aparato quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que las primera y segunda configuraciones están dispuestas para causar un incremento de temperatura en grasa y en sangre respectivamente, siendo el incremento de temperatura causado por la segunda configuración en sangre de un orden de magnitud mayor que el incremento de temperatura causado por la primera configuración en grasa.

50 4. Aparato quirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la frecuencia de la radiación de microondas es de 5 GHz o más.

55 5. Aparato quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la pluralidad de perfiles de suministro de energía predeterminados incluyen un perfil de suministro de energía en el que el nivel de potencia controlable de radiación de microondas se selecciona para hacer que el campo de radiación de microondas emitido adopte una tercera configuración cuando es emitido en colágeno, siendo la tercera configuración para tensar el colágeno.

60 6. Aparato quirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior que incluye un circulador (132) conectado entre la fuente, la sonda y el detector, en el que una trayectoria directa para energía de microondas procedente de la fuente pasa desde un primer puerto a un segundo puerto del circulador, una trayectoria reflejada para energía de microondas desde la sonda pasa desde el segundo puerto a un tercer puerto del circulador, y el detector (120) incluye un primer acoplador direccional (134) conectado para acoplar la salida de potencia procedente del tercer puerto del circulador.

65 7. Aparato quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, en el que el detector (120) incluye un segundo acoplador direccional (122) conectado para acoplar la entrada de potencia al primer puerto del circulador.

8. Aparato quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 7, en el que uno o más circuladores adicionales (128) están conectados entre el segundo acoplador direccional y el circulador para incrementar el aislamiento entre las trayectorias directa y reflejada.
- 5 9. Aparato quirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la frecuencia de la energía de microondas es ajustable.
- 10 10. Aparato quirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el conducto (203) está integrado con la antena (209).
- 10 11. Aparato quirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la antena comprende una estructura de guía de ondas de conductor único que incluye un conductor externo hueco lleno de un material de carga dieléctrico y/o magnético, y en el que el conducto está integrado en la estructura de guía de ondas de modo que la grasa licuada constituye todo o parte del material de carga.
- 15 12. Aparato quirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que la antena comprende una estructura coaxial que tiene un conductor interno y un conductor externo, y el conducto incluye una cavidad entre los conductores interno y externo.
- 20 13. Aparato quirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que la antena incluye una estructura de alimentación coaxial que comprende un conductor interno (206) separado de un conductor externo (207) por un material dieléctrico (208), y una antena aérea (209) que termina la estructura de alimentación coaxial en un extremo distal de la sonda, y en el que el conducto (203) incluye un tubo hueco en el conductor interno de la estructura de alimentación coaxial.
- 25 14. Aparato quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, en el que la antena aérea (209) es un elemento emisor omnidireccional.
- 30 15. Aparato quirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que incluye un transformador de impedancia coaxial estático (650) insertado entre la fuente de energía de microondas y la antena para permitir que la impedancia de la antena sea ajustable para corresponder con la impedancia de la grasa encontrada en el extremo distal de la antena.

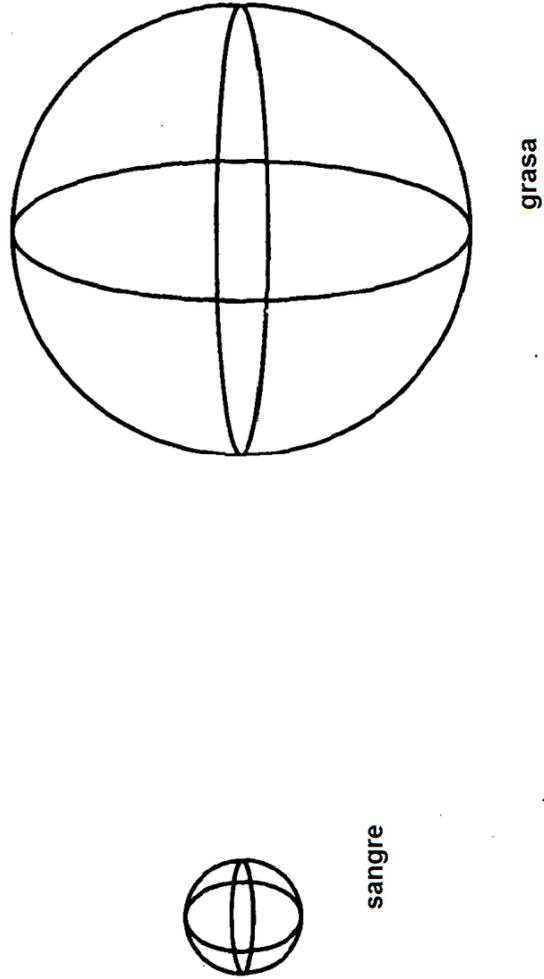


FIG. 1

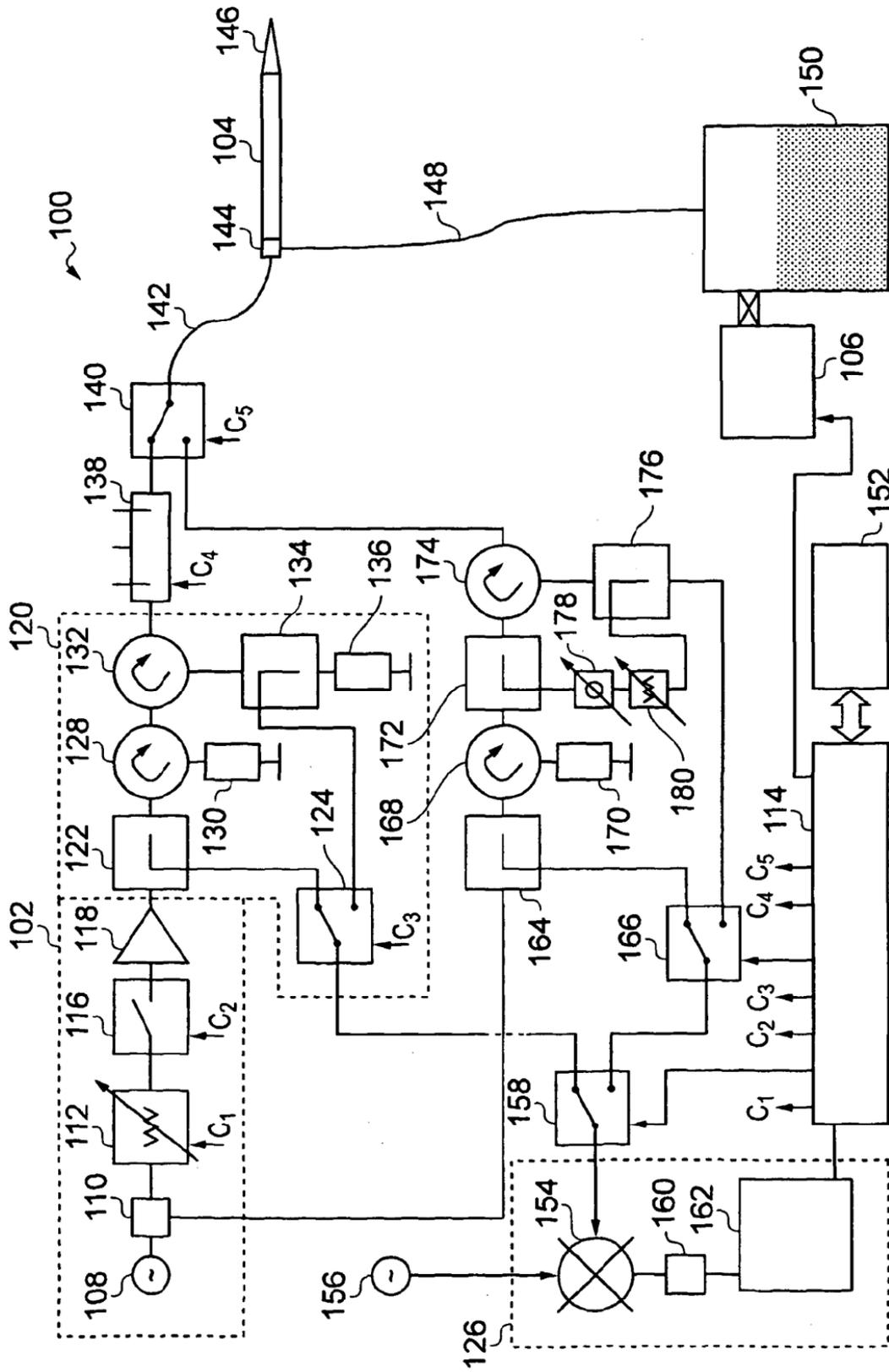


FIG. 2

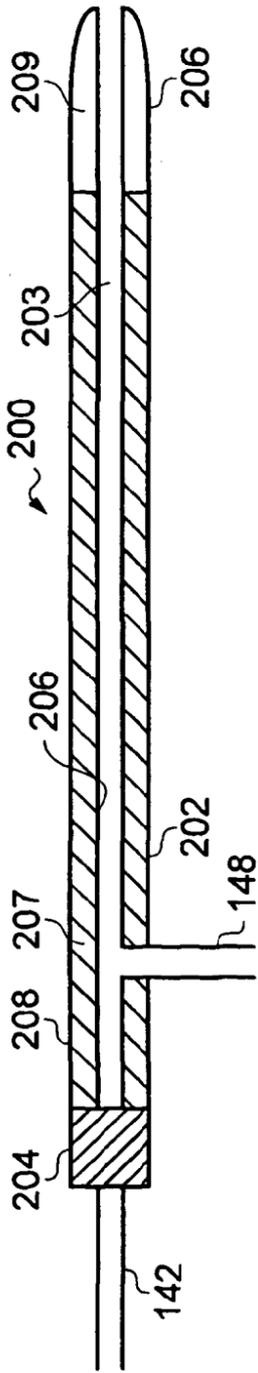


FIG. 3A

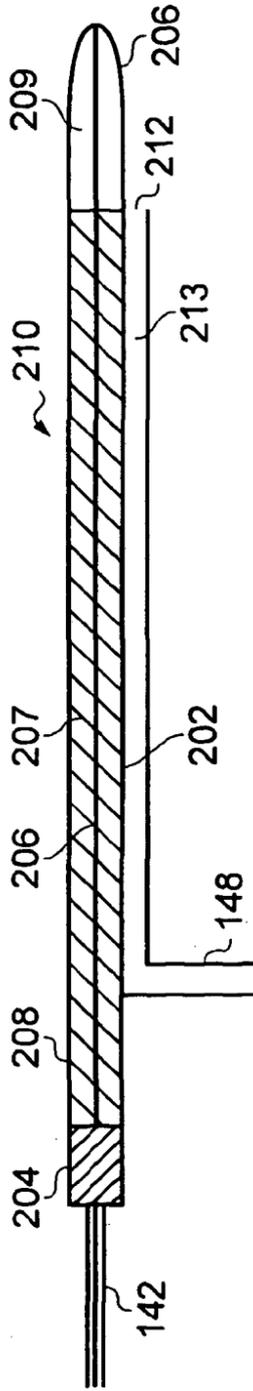


FIG. 3B

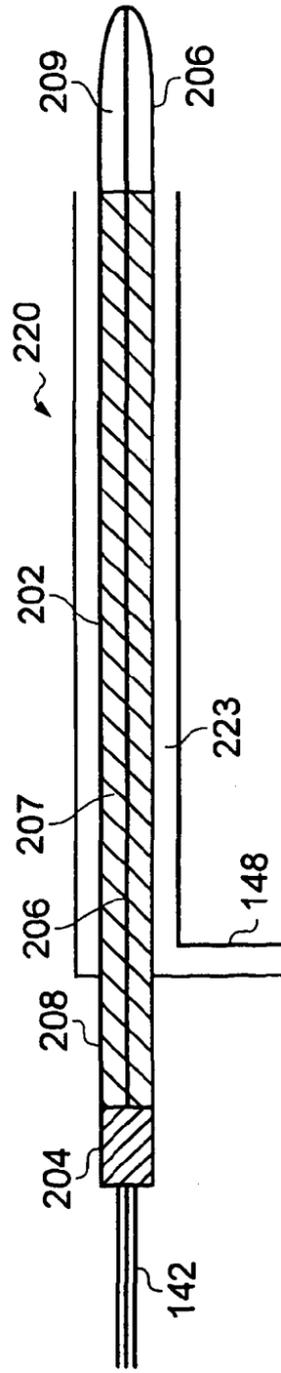
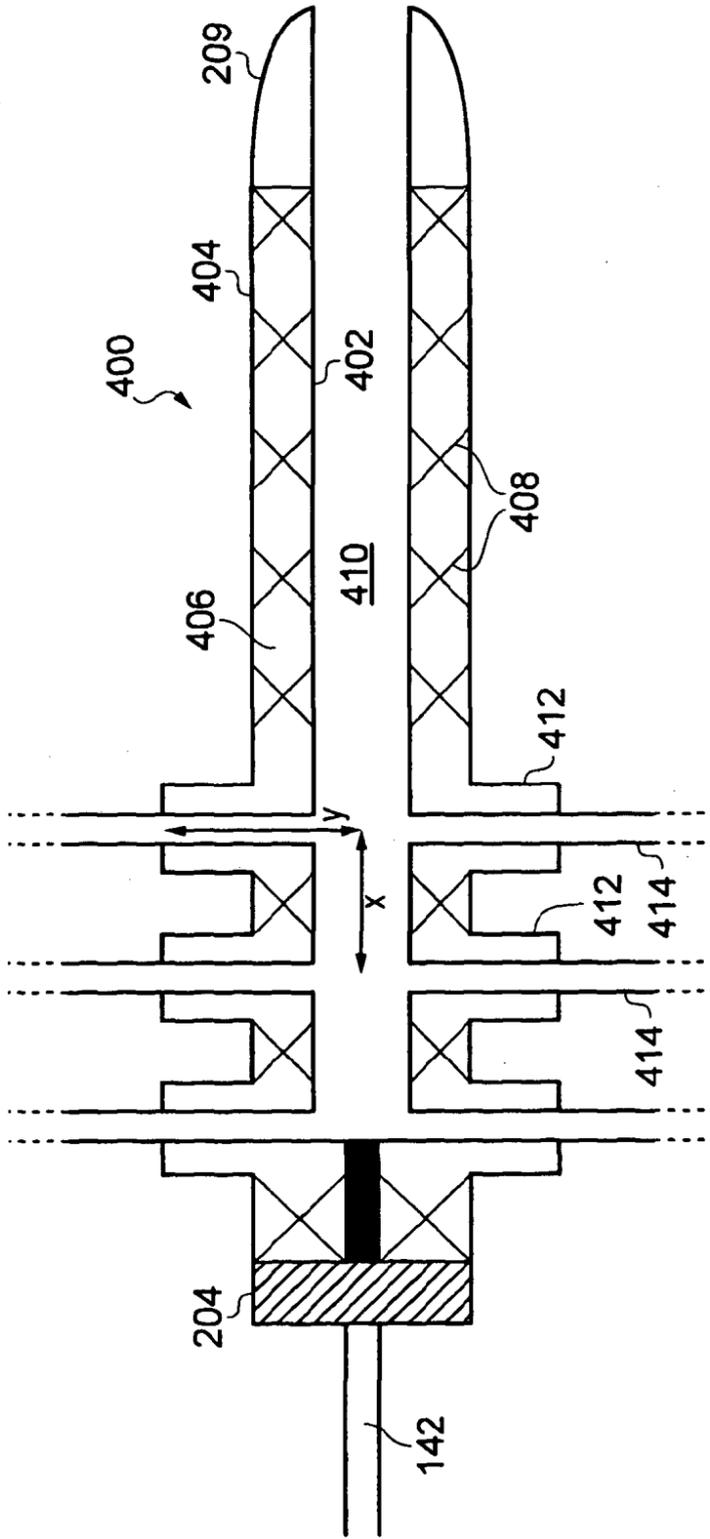


FIG. 3C



$$x = \frac{m\lambda}{2}, m = 1, 2, 3, \dots$$

$$y = \frac{(2n-1)\lambda}{4}, n = 1, 2, 3, \dots$$

FIG. 4

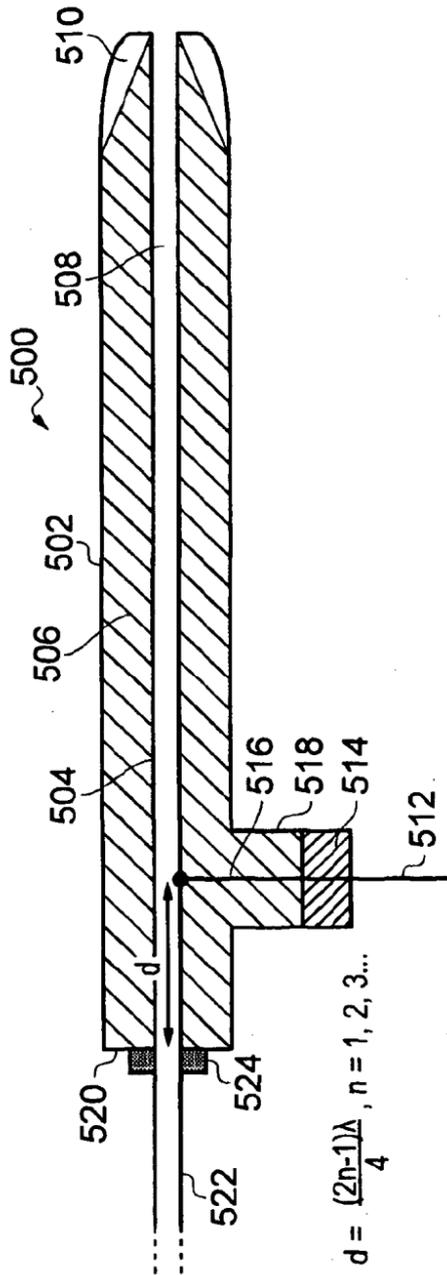


FIG. 5

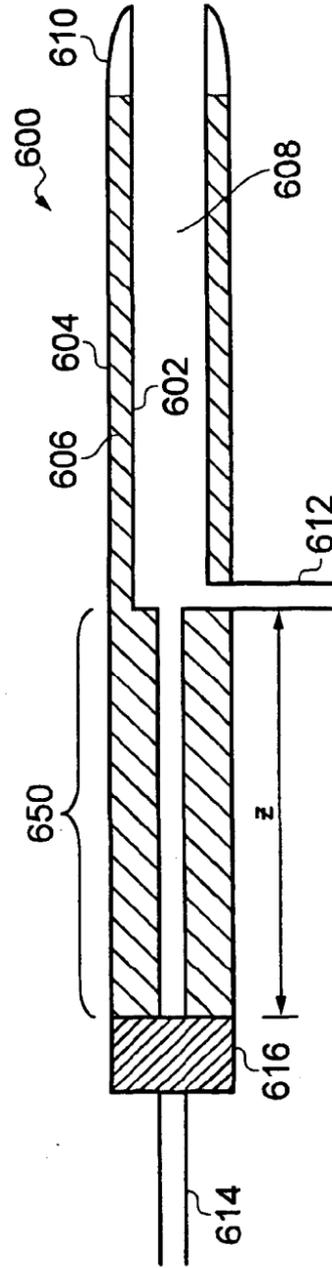


FIG. 6

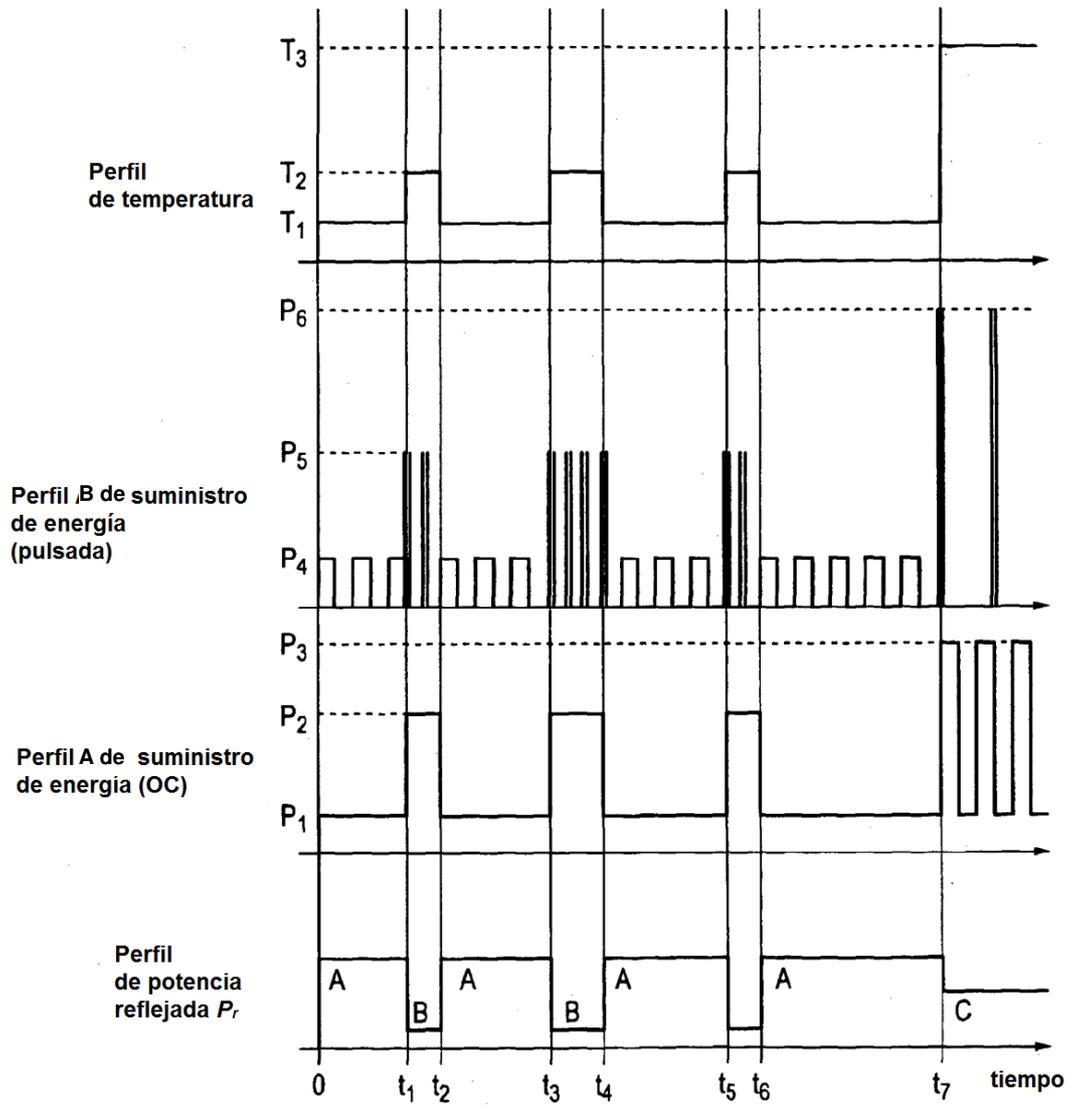


FIG. 7