

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 972 179**

51 Int. Cl.:

A61B 18/04 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.12.2020** **PCT/EP2020/086163**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.06.2021** **WO21122557**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2020** **E 20838385 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.11.2023** **EP 4076238**

54 Título: **Instrumento y aparato electroquirúrgico**

30 Prioridad:

17.12.2019 GB 201918615

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

11.06.2024

73 Titular/es:

CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
Creo House Unit 2, Beaufort Park, Beaufort Park
Way
Chepstow, Monmouthshire NP16 5UH, GB

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 972 179 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

Instrumento y aparato electroquirúrgico

5 Campo de la invención

La invención se refiere a un aparato electroquirúrgico en el que se usa energía de radiofrecuencia y/o de frecuencia de microondas para esterilizar tejido biológico mediante plasma no térmico y para renovar superficialmente tejido biológico mediante plasma térmico. Adicionalmente, el aparato electroquirúrgico incluye medios para desbridar el tejido biológico, por ejemplo, antes de la esterilización y/o renovación superficial. Las realizaciones específicas son también capaces de renovar superficialmente el tejido biológico usando radiación no ionizante. Diversas realizaciones pueden ser adecuadas para su uso en cirugía abierta, o para su inserción por el canal de instrumentos de un dispositivo de alcance, tal como, un laparoscopia o un endoscopio.

15 Antecedentes de la invención

La coagulación con plasma de argón (APC) o coagulación por haz de argón (ABC) es una técnica quirúrgica conocida para controlar las hemorragias superficiales sin que sea necesario el contacto físico entre la sonda quirúrgica, que suministra el plasma, y la lesión. La APC se puede realizar por vía endoscópica, por lo que un chorro de gas argón se dirige a través de una sonda que pasa a través de un endoscopio. La ionización del gas argón a medida que se emite crea el plasma que provoca la coagulación.

Para liberar la descarga de plasma es deseable tener un campo eléctrico alto (por ejemplo, aplicando directamente una alta tensión o estableciendo una condición de alta impedancia que provoque que exista una alta tensión). Normalmente, esto se hace aplicando un pulso de alta tensión de RF (por ejemplo, de 500 V a 2 kV) entre un electrodo activo y un electrodo de retorno que están separados por una pequeña distancia, por ejemplo, menos de 1 mm, durante un corto período de tiempo, por ejemplo, en un intervalo de 1 ms a 10 ms. El campo eléctrico alto puede descomponer el gas para iniciar un plasma. En una realización analizada en el documento WO 2009/060213, se establece una condición de alta tensión (alta impedancia) usando un circuito de retorno que usa un circuito oscilador de baja frecuencia (por ejemplo, radiofrecuencia), por ejemplo, que funciona a 100 kHz y un transformador cuyo devanado primario está conectado al circuito oscilador de baja tensión mediante un controlador y un dispositivo de conmutación adecuados (por ejemplo, un chip de accionamiento de puerta y un MOSFET de potencia o BJT). La disposición genera pulsos o picos de alta tensión que liberan la descargar o inician de otra manera el plasma. Una vez liberada la descarga, la impedancia cae y el plasma puede mantenerse mediante un suministro de energía de microondas.

La esterilización es un acto o proceso que destruye o elimina toda forma de vida, especialmente los microorganismos. Durante el proceso de esterilización por plasma, se producen agentes activos. Estos agentes activos son fotones ultravioleta de alta intensidad y radicales libres, que son átomos o conjuntos de átomos con electrones químicamente desapareados. Una característica atractiva de la esterilización por plasma es que es posible lograr la esterilización a temperaturas relativamente bajas, tal como la temperatura corporal. La esterilización por plasma tiene también el beneficio de que es segura para el operador y el paciente.

La renovación superficial o reepitelización de tejidos es el proceso mediante el cual la piel y las membranas mucosas reemplazan las células epiteliales superficiales dañadas o perdidas en una herida. Las células epiteliales en el borde de una herida proliferan casi inmediatamente después de la lesión para cubrir el área desnuda. La epitelización es un componente esencial de la cicatrización de heridas y se usa como un parámetro definitorio de un cierre de herida satisfactorio. Una herida no puede considerarse curada en ausencia de reepitelización.

El desbridamiento es la extracción médica de tejido muerto, dañado o infectado para mejorar el potencial de curación del tejido sano restante. La extracción puede ser quirúrgica, mecánica, química y autolítica (autodigestión). El desbridamiento es una parte importante del proceso de curación de quemaduras y otras heridas graves.

Existe una necesidad continua de mejorar los instrumentos y aparatos para tratar heridas y para reducir el tiempo de cicatrización de heridas. También existe una necesidad continua de mejorar los instrumentos y aparatos para desbridar, esterilizar y renovar tejido biológico. El documento US2016113700A1 se refiere a un dispositivo electroquirúrgico que es capaz tanto de generar un plasma para realizar la coagulación superficial como de emitir un campo de microondas no ionizante (en ausencia de plasma) para realizar la coagulación a un nivel más profundo.

Sumario de la invención

La invención se define en la reivindicación independiente adjunta. En las reivindicaciones dependientes adjuntas se definen las realizaciones adicionales. En su forma más general, la presente invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que incluye un medio para suministrar plasma no térmico y plasma térmico sobre tejido biológico. También, el instrumento incluye medios para desbridar tejido biológico. Como tal, el instrumento electroquirúrgico puede ser un aparato o dispositivo de tratamiento de heridas para desbridar, esterilizar y renovar una herida. Adicionalmente o como alternativa, el instrumento electroquirúrgico puede encontrar utilidad en otras aplicaciones de

tratamiento (por ejemplo, desbridamiento, esterilización y/o reepitelización), por ejemplo, tratar infecciones corporales, tales como, infecciones de oído (por ejemplo, otitis media) o infecciones del tracto urinario. Además, el instrumento electroquirúrgico puede encontrar utilidad en el tratamiento (por ejemplo, desbridamiento, esterilización y/o renovación superficial) de sitios de tratamiento corporales para recibir implantes médicos, tales como implantes metálicos, y para desbridar y/o esterilizar dichos implantes.

Los medios para desbridar pueden incluir uno o más de: una región adhesiva para raspar o frotar el tejido biológico; una herramienta de desbridamiento desplegable para raspar o frotar el tejido biológico; y, un paso de líquido para inyectar/extraer líquido en/desde el tejido biológico. Esta funcionalidad puede ser útil para eliminar el tejido muerto, dañado o infectado de una herida, y para eliminar objetos extraños (por ejemplo, suciedad, arena, contaminantes) de la herida. Tal funcionalidad puede ayudar en la cicatrización de heridas. Adicionalmente, esta funcionalidad puede ser útil para eliminar tejido y/o mucosidad infectados de los sitios de infección, por ejemplo, en el oído o el tracto urinario. Además, esta funcionalidad puede ser útil para eliminar tejido infectado de un sitio de tratamiento corporal para recibir un implante médico y para eliminar tejido infectado del propio implante.

La funcionalidad de plasma no térmico puede ser útil para esterilizar tejido biológico. Por ejemplo, después de desbridar una herida, el plasma no térmico puede usarse para matar o reducir significativamente las bacterias en la herida. Tal funcionalidad puede ayudar en la cicatrización de heridas. Adicionalmente, esta funcionalidad puede ser útil para eliminar o reducir las bacterias de los sitios de infección corporales, tales como, sitios de infección en el oído o el tracto urinario. Además, esta funcionalidad puede ser útil para eliminar o reducir las bacterias en los sitios de implantes corporales, tales como aquellos para recibir implantes médicos y para eliminar o reducir bacterias en el propio implante.

La funcionalidad de plasma térmico puede ser útil para renovar superficialmente (también conocido como reepitelización) el tejido biológico. Por ejemplo, después de desbridar y esterilizar después una herida, el plasma térmico puede usarse para renovar superficialmente la herida con el fin de cerrar el lecho de la herida y promover la cicatrización de heridas.

Además, el instrumento puede incluir un medio para suministrar radiación de microondas no ionizada al tejido biológico. Esta funcionalidad puede usarse para renovar superficialmente el tejido biológico, para promover la cicatrización de heridas. Por ejemplo, la radiación no ionizante puede crear un efecto de ablación superficial que renueva superficialmente el tejido. La energía de microondas no ionizada puede usarse como una alternativa al plasma térmico. Por ejemplo, después de desbridar y esterilizar después una herida, la energía de microondas no ionizada puede usarse para renovar superficialmente la herida para promover la cicatrización de heridas.

De acuerdo con la invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico (por ejemplo, un dispositivo de tratamiento de heridas) que comprende: una sonda alargada que comprende un cable coaxial para transportar energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) y/o de frecuencia de microondas, y una punta de sonda conectada en el extremo distal del cable coaxial para recibir la energía de RF y/o microondas; un paso de gas para transportar gas a través de la sonda alargada hasta la punta de sonda; y un aparato de desbridamiento para desbridar tejido biológico (por ejemplo, en un área hacia fuera de la punta de sonda, es decir, en o cerca del extremo distal de la punta de sonda), en donde el cable coaxial comprende un conductor interno, un conductor externo y un material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo, en donde la punta de sonda comprende un primer electrodo conectado al conductor interno del cable coaxial y un segundo electrodo conectado al conductor externo del cable, y en donde el primer electrodo y el segundo electrodo están dispuestos para producir un campo eléctrico desde la energía EM de RF y/o de frecuencia de microondas recibidas a través de una trayectoria de flujo de gas recibida desde el paso de gas para producir un plasma térmico o no térmico en un área hacia fuera de la punta de sonda (por ejemplo, un área en o cerca del extremo distal de la punta de sonda). Durante su uso, la punta de sonda está conectada para recibir energía de radiofrecuencia (RF) y/o de frecuencia de microondas de un generador, y define también una trayectoria de flujo para un gas.

En una primera configuración, la punta de sonda define una estructura bipolar (por ejemplo, coaxial) para producir un campo eléctrico alto a partir de la energía de RF y/o de frecuencia de microondas recibidas a través de la trayectoria de flujo para que el gas libere la descarga y soporte el plasma. Por ejemplo, un pulso corto (por ejemplo, que tiene una duración de 10 ms o menos, por ejemplo, entre 1 ms y 10 ms) de energía de RF se puede usar para liberar la descarga de plasma. La salida para el plasma está en el extremo distal de la punta de sonda y, por lo tanto, se suministra al área hacia fuera desde la punta de sonda.

El primer electrodo y el segundo electrodo pueden moverse entre sí en una segunda configuración en la que el primer electrodo se extiende distalmente más allá del segundo electrodo para formar una estructura radiante para emitir un campo EM de microondas hacia fuera desde la punta de sonda. En la segunda configuración, la punta de sonda define una estructura de antena para emitir energía de microondas no ionizante en el tejido. Esta energía de microondas no ionizante se puede usar para renovar superficialmente el tejido, por ejemplo, después de que el tejido se haya desbridado y/o esterilizado. La estructura de antena puede ser una antena monopolo radiante, que puede adoptar la forma de un cilindro, una bola, un cable rígido o una hélice o una antena de torniquete que es capaz de emitir hacia fuera (es decir, lejos de la sonda) un campo eléctrico desde la energía de frecuencia de microondas recibida. Por

tanto, en la primera configuración, el dispositivo puede usar una o ambas de energía de RF y energía de microondas, mientras que en la segunda configuración, el dispositivo usa principalmente energía de microondas. La forma de onda de la energía de RF usada para liberar la descarga del plasma puede ser un pulso de alta amplitud.

5 Puede ser posible que el campo de microondas no ionizante se genere sin movimiento relativo del primer y segundo electrodos, por ejemplo, simplemente suministrando energía de microondas en ausencia de gas. Sin embargo, se puede producir un efecto de campo más uniforme en el área rodeada por el bucle si el segundo electrodo se retira del primer electrodo, es decir, el primer electrodo sobresale distalmente del segundo electrodo.

10 El primer electrodo y el segundo electrodo forman electrodos activos y de retorno para una señal de RF transmitida por el cable coaxial.

En la primera configuración, puede liberarse la descarga de plasma usando energía de RF o microondas. La energía de microondas se puede usar para soportar el plasma después de que se libere su descarga. Esta disposición puede
15 ofrecer una ventaja sobre el plasma de RF usado en sistemas electroquirúrgicos convencionales, donde el campo eléctrico puede colapsar debido a la capacitancia del cable y la carga causada por las variaciones del tejido.

La impedancia del plasma se adapta preferiblemente a la impedancia del aplicador (y del sistema de suministro de energía) a la frecuencia de la energía de microondas para permitir una transferencia eficiente de la energía de
20 microondas, producida por la fuente de microondas, en el plasma. Cuando se usa energía de microondas, el aplicador y/o el generador pueden ajustarse (estática o dinámicamente) para garantizar que el plasma se adapte a la carga presentada por el tejido. A las frecuencias de microondas, el cable forma una línea de transmisión de elementos distribuidos, donde la coincidencia de impedancia entre el aplicador y la fuente de energía está determinada por la impedancia de la fuente del generador de microondas, la impedancia característica del cable (línea de transmisión),
25 la impedancia de la propia estructura del aplicador y la impedancia del tejido. Si la impedancia característica del cable es la misma que la impedancia de salida de la fuente, toda la potencia de microondas se suministrará al aplicador, menos la atenuación causada por el cable (pérdidas dieléctricas y conductoras). Si la impedancia del aplicador y del tejido es la misma que la impedancia característica del cable, entonces la potencia máxima disponible en la fuente se transferirá a la carga de plasma/tejido. Se pueden realizar ajustes en la estructura del aplicador para mantener la mejor
30 coincidencia de impedancia entre el aplicador y la carga de plasma/tejido, como se explica a continuación. También se pueden hacer ajustes en el generador o en la interfaz entre el extremo distal del primer cable y el extremo proximal del segundo cable (instrumento). Estos ajustes pueden ser en forma de un cambio de capacitancia y/o inductancia de una red de adaptación, es decir, ajustes de refuerzo.

35 El gas puede ser argón o cualquier otro gas adecuado, por ejemplo, dióxido de carbono, helio, nitrógeno, una mezcla de aire y uno cualquiera de estos gases, es decir, 10 % de aire/90 % de helio. Se puede hacer que el gran campo eléctrico libere la descarga del plasma mediante la creación de un estado de gran impedancia, bien para la energía EM de RF como para la energía EM de microondas, en la punta de sonda. Esto se puede conseguir seleccionando la geometría adecuada del primer y segundo electrodos. Por ejemplo, una pieza de material dieléctrico aislante, como
40 cuarzo u otro material con una pérdida baja similar, puede ubicarse entre el primer y segundo electrodos en la primera configuración. Esto reduce el campo eléctrico dentro del material dieléctrico aislante y provoca un aumento consiguiente en el campo eléctrico en el espacio cargado con gas junto al material dieléctrico aislante. En la primera configuración, el segundo electrodo puede estar dispuesto para extenderse más allá (por ejemplo, más distalmente que) del primer conductor para garantizar que no se emita radiación no ionizante.

45 En una realización preferida, el instrumento es capaz de recibir energía EM tanto de RF como de microondas. La energía EM de RF puede ser para liberar la descarga del plasma y puede recibirse como un pulso de alta tensión. La energía EM de microondas es para soportar el plasma, es decir, para suministrar potencia en el plasma para mantener su estado de ionización. Esta también puede recibirse en forma de pulsos. El plasma puede recibir estos impulsos de
50 forma repetida para producir un haz de plasma cuasi-continuo. La ventaja de esta distribución en comparación con el dispositivo APC convencional que solo usa energía EM de RF es que el plasma no se desintegrará debido a la carga capacitiva o cambio de un entorno seco a uno húmedo. Es más, la naturaleza de configuración dual del instrumento le permite cambiar a un estado adecuado para la renovación superficial de tejido usando energía de microondas no ionizada, donde el segundo electrodo (y el material dieléctrico aislante) se retiran a una distancia donde el primer
55 electrodo está expuesto de tal manera que actúa como una estructura de antena monopolo de microondas radiante como se analiza a continuación.

En los dispositivos de plasma de RF convencionales, la capacitancia del cable y las altas tensiones exigen una alta corriente de accionamiento de RF para mantener el plasma. Por ejemplo, podemos aplicar la conocida ecuación

60
$$I = C \frac{dv}{dt}$$
 a un cuarto de ciclo a 400 kHz, donde dt es $(2,5/4) \mu s = 625 \text{ ns}$. Si la capacitancia del cable es de 300 pF y la tensión de pico requerida es de 400 V, entonces $I = 300 \times 400/625 = 0,192 \text{ A}$, lo que es relativamente alto. La señal de microondas tiene una tensión mucho más baja, por ejemplo, aproximadamente 20 V y, por lo tanto, supera esta desventaja.

También puede ser posible liberar la descarga de plasma usando la energía de frecuencia de microondas, por ejemplo, mediante el uso de un resonador de microondas o un transformador de impedancia, es decir, un transformador de cuarto de onda que transforma una tensión baja en una tensión más alta para liberar la descarga de plasma usando una línea de transmisión de impedancia más alta que es un cuarto de onda (o un múltiplo impar del mismo) de longitud a la frecuencia de operación. Esta línea de alta impedancia puede conectarse para liberar la descarga de plasma y desconectarse (es decir, para volver a una línea de impedancia más baja) una vez que se ha liberado la descarga del plasma y se requiere que soporte el plasma. Se puede usar preferiblemente un PIN de potencia o un diodo varactor para conmutar entre los dos estados, aunque puede ser posible usar un conmutador coaxial o de guía de ondas.

La sonda alargada puede comprender un manguito que rodea el cable coaxial. El manguito puede actuar para proteger el cable coaxial, pero también puede definir el paso de gas, por ejemplo, como un espacio entre una superficie interior del manguito y una superficie exterior del cable coaxial. El paso de gas puede tener un puerto de entrada situado en un extremo proximal del manguito para conectarse a una fuente de gas (por ejemplo, un bote de gas presurizado o similar).

El manguito puede ser además el medio para provocar un movimiento relativo entre el primer y el segundo electrodos. El movimiento relativo entre el primer y el segundo electrodos puede lograrse deslizando un catéter conductor (por ejemplo, metálico) sobre un cable coaxial de microondas, cuyo conductor externo puede también ser metálico. En esta configuración, la superficie interior del catéter (o tubo que se desliza sobre el cable coaxial) debe hacer un buen contacto eléctrico con el conductor externo del cable coaxial. Esto se puede lograr proporcionando una estructura conductora permeable a gas que se pueda deslizar con respecto al segundo electrodo o electrodo externo del cable coaxial y permita que el gas fluya a través de la misma. La estructura conductora permeable a gas puede ser una cualquiera de: una malla conductora; una jaula de alambres o resortes conductores que se extienden radialmente; y una pluralidad de abolladuras que sobresalen radialmente separadas circunferencialmente. La estructura conductora permeable a gas puede proporcionar, por tanto, una pluralidad de (por ejemplo, cuatro o más) conexiones circunferenciales o será necesario realizar contactos puntuales para garantizar que se realiza una buena conexión eléctrica para la señal de microondas. Esta solución puede proporcionar un equilibrio entre tener suficientes puntos de conexión para crear un entorno apropiado para que la energía de microondas se propague, para permitir que fluya suficiente gas y permitir que el catéter externo se mueva sobre el cable coaxial con relativa facilidad.

En una realización, el segundo electrodo puede montarse o formarse en el extremo distal del manguito, y el manguito puede ser retráctil con respecto al cable coaxial. En otras palabras, el manguito puede poder retirarse para revelar el primer electrodo en la punta de sonda. El manguito puede ser coaxial con el cable coaxial. Por tanto, el primer y segundo electrodos pueden ser coaxiales entre sí en la primera configuración. El segundo electrodo puede ser una banda anular de material conductor en el extremo distal del manguito. El material dieléctrico mencionado anteriormente puede ser un collarín de cuarzo montado en el manguito hacia dentro de la banda anular. Como alternativa o adicionalmente, el material dieléctrico puede ser parte del electrodo interno, como se analiza a continuación.

El manguito retráctil puede comprender dos o más secciones telescópicas. Las secciones telescópicas pueden tener un sello estanco a fluidos entre las mismas para evitar que el gas se escape. El manguito exterior deslizable puede retraerse o extenderse usando un sistema mecánico o electromecánico, es decir, un deslizador mecánico, un motor lineal o una disposición de motor paso a paso. Como se explica a continuación, la posición del manguito exterior con respecto al conductor externo del cable coaxial puede determinarse mediante una pérdida de retorno o una medición de coincidencia/desajuste de impedancia realizada usando una medición de potencia reflejada o de potencia directa y reflejada, es decir, una medición de puente de reflectómetro o VSWR, usando uno o más detectores dentro del generador o dentro de la sonda.

El primer electrodo puede ser una estructura de antena monopolo de microondas radiante acoplada para recibir energía EM de RF y/o de microondas del cable coaxial. El conductor externo del cable coaxial puede estar conectado a tierra, para llevar a cabo una alimentación no equilibrada, o puede ser flotante para llevar a cabo una alimentación equilibrada de la antena, es decir, donde la tensión en ambos conductores está subiendo y bajando. Preferiblemente, el primer electrodo está conformado para actuar como una antena de microondas para emitir un campo de microondas correspondiente a la radiación EM de microondas recibida. Por ejemplo, la estructura radiante monopolar puede comprender un cilindro de material dieléctrico que tiene un extremo distal hemisférico que rodea una longitud del conductor interno del cable coaxial que sobresale más allá del conductor externo y se extiende a través del cilindro de material dieléctrico para sobresalir en su extremo distal hemisférico. Son posibles otras formas de extremo distal, por ejemplo, extremo de bola o plano. El cilindro puede estar hecho de material cerámico de baja pérdida. La presencia del cilindro dieléctrico puede mejorar el suministro de energía al tejido, por ejemplo, reduciendo la cantidad de potencia reflejada. El extremo de la longitud del conductor interno que sobresale del extremo distal hemisférico del cilindro puede ser redondeado, por ejemplo, en forma de hemisferio, para proporcionar un campo emitido más uniforme.

La sonda puede usarse en cirugía abierta (por ejemplo, ser manual) o laparoscópicamente o puede dimensionarse para poder insertarse a través de un dispositivo de alcance, por ejemplo, a través del canal de instrumentos de un endoscopio, gastroscopio, broncoscopio o similar. Por ejemplo, el cable coaxial puede tener un diámetro de 2,5 mm o menos, preferiblemente 2,2 mm o menos. El manguito puede tener un diámetro exterior inferior a 2,6 mm, preferiblemente menos de 2,5 mm. Para instrumentos laparoscópicos más grandes, el diámetro exterior puede ser de

3 mm o más, y se puede usar un cable coaxial de mayor diámetro. En una realización, la sonda puede tener aproximadamente 30 cm de longitud.

El aparato de desbridamiento puede incluir una región abrasiva en una superficie exterior distal de la punta de sonda del instrumento para desbridar tejido biológico en el área hacia fuera de la punta de sonda (es decir, en o cerca de la punta de sonda). Por ejemplo, un operador puede manipular la posición y/o la orientación de la punta de sonda para poner la región abrasiva en contacto con tejido biológico que requiere desbridamiento, por ejemplo, una herida u otro sitio de tratamiento (por ejemplo, sitio de infección corporal o sitio de implantación corporal). La región abrasiva se puede usar para raspar o frotar la superficie del tejido biológico a desbridar. La región abrasiva puede ser un revestimiento que se aplica directamente a una superficie exterior del instrumento. Como alternativa, la región abrasiva puede ser un parche que se fabrica por separado y luego se une al instrumento (por ejemplo, mediante un adhesivo o una fijación mecánica). La región abrasiva puede tener cualquier forma, por ejemplo, cuadrada, rectangular, circular, ovalada, regular o irregular. También, la región abrasiva puede cubrir toda la circunferencia del instrumento y, por lo tanto, ser sustancialmente anular o en forma de anillo. Como alternativa, la región abrasiva puede cubrir solo una porción de la circunferencia. La región abrasiva puede estar en una cara de extremo distal de la punta de sonda. La región abrasiva puede incluir elementos abrasivos con puntas o bordes afilados para agarrar y eliminar material biológico y objetos extraños para limpiar una herida u otro sitio de tratamiento (por ejemplo, sitio de infección corporal o sitio de implantación corporal).

Adicionalmente o como alternativa, el aparato de desbridamiento puede incluir una herramienta de desbridamiento desplegable, tal como, por ejemplo, un cepillo o almohadilla. En una realización, la punta de sonda incluye un soporte (por ejemplo, un rebaje o cavidad) para recibir la herramienta de desbridamiento, y la herramienta de desbridamiento se puede mover entre una posición replegada, en la que la herramienta de desbridamiento está encerrada (por ejemplo, contenida, alojada) dentro del soporte, y una posición desplegada, en la que la herramienta de desbridamiento sobresale en el área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico. En este caso, el manguito puede comprender un cable trenzado giratorio para permitir el ajuste de una orientación del aparato de desbridamiento. Una abertura del soporte puede estar en una cara de extremo distal de la sonda alargada de modo que la herramienta de desbridamiento se despliegue directamente en el área fuera de la punta de sonda, es decir, el área en la que se suministra el plasma (térmico o no térmico) o la radiación no ionizante. La herramienta de desbridamiento y el soporte pueden alojarse dentro de una estructura de guía que está unida a una superficie exterior de la sonda alargada. Como alternativa, el soporte y la herramienta de desbridamiento pueden integrarse en la estructura interna de la sonda alargada. En una realización, el instrumento electroquirúrgico incluye un mecanismo de despliegue para mover la herramienta de desbridamiento entre las posiciones replegada y desplegada. El mecanismo de despliegue puede comprender un accionador, por ejemplo, palanca, tire del cable o tire del brazo, ubicado en el extremo proximal de la sonda, por ejemplo un mecanismo deslizante o giratorio que se mueve a mano (por ejemplo, a través de un mango). Sin embargo, también se contempla en el presente documento controlar el movimiento de la herramienta de desbridamiento desplegable de manera automatizada, por ejemplo, usando un mecanismo electromecánico (por ejemplo, que incluye un motor lineal, un motor paso a paso, un accionador piezoeléctrico y un accionador magnetoestrictivo). Por ejemplo, en una realización, puede haber un controlador dispuesto para mover automáticamente la herramienta de desbridamiento.

Adicionalmente o como alternativa, el aparato de desbridamiento puede incluir un paso de líquido para transportar líquido a través de la sonda alargada y dentro o fuera del área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico. El líquido inyectado o suministrado en el sitio de tratamiento puede ser agua, solución salina o algún otro líquido adecuado para el desbridamiento, por ejemplo, para limpiar/irrigar un sitio de tratamiento (por ejemplo, herida, sitio de infección, sitio de implantación) desalojando: el tejido muerto, dañado o infectado, u objetos extraños como arena, suciedad y otros contaminantes que pueden dificultar la cicatrización. Como tal, el líquido extraído del sitio de tratamiento incluye sólidos tales como: tejido muerto, dañado o infectado, u objetos extraños como arena, suciedad y otros contaminantes. En una realización, la sonda alargada comprende una camisa que rodea el manguito, y el paso de líquido es un espacio entre la superficie interior de la camisa y una superficie exterior del manguito. La camisa puede ser estructuralmente similar al manguito, es decir, el manguito puede proporcionar una funda interior y la camisa puede proporcionar un manguito exterior. El paso de líquido puede tener un puerto de entrada ubicado en un extremo proximal de la camisa para conectarse a una fuente de líquido (por ejemplo, un tanque o recipiente o similar). La camisa puede tener una construcción similar al manguito mencionado anteriormente, para que el primer electrodo se pueda mover con respecto al segundo electrodo. Es decir, la camisa y el manguito pueden moverse juntos a medida que el primer electrodo se mueve con respecto al segundo electrodo. Específicamente, la camisa puede ser coaxial con el cable coaxial y la camisa puede ser retráctil con respecto al cable coaxial. La camisa retráctil puede comprender dos o más secciones telescópicas. Las secciones telescópicas pueden tener un sello estanco a fluidos entre las mismas para evitar que el líquido se escape. La camisa exterior deslizante puede retraerse o extenderse usando un sistema mecánico o electromecánico, es decir, un deslizador mecánico, un motor lineal o una disposición de motor paso a paso.

En otra realización en la que la camisa está ausente, el espacio entre la superficie interior del manguito y la superficie exterior del cable coaxial se divide o se particiona en el paso de gas y el paso de líquido. Por ejemplo, puede haber presentes una o más estructuras o elementos divisorios dentro del espacio para dividirlo en los pasos de gas y líquido, de modo que el fluido no pueda transferirse del paso de gas al paso de líquido o viceversa. En este caso, los pasos

de gas y líquido pueden conectarse a puertos respectivos en el extremo proximal de la sonda. Una configuración de este tipo puede ser ventajosa cuando existe la necesidad de mantener el perfil exterior de la sonda lo más pequeño posible (por ejemplo, fino), por ejemplo, donde la sonda se va a insertar por el canal de instrumento de un dispositivo de alcance. Debe entenderse que cuando está presente la camisa, la camisa puede definir un perfil exterior del instrumento. Sin embargo, cuando la camisa no está presente, el manguito puede definir el perfil exterior del instrumento.

Adicionalmente, el paso de líquido puede dividirse o particionarse en dos o más canales. De estos canales, al menos algunos (también conocidos como primeros canales) son para transportar líquido de un extremo proximal de la sonda alargada a un extremo distal de la sonda alargada, fuera del extremo distal de la punta de sonda y dentro de un sitio de tratamiento en el área hacia fuera de la punta de sonda. También, al menos algunos de los canales (también conocidos como segundos canales) son para transportar líquidos y sólidos (por ejemplo, material biológico u objetos extraños) desde el sitio de tratamiento en el área hacia el exterior de la punta de sonda, en el extremo distal de la punta de sonda y a través de la sonda alargada de su extremo distal a su extremo proximal.

La invención puede expresarse también como un aparato electroquirúrgico que comprende: un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar radiación electromagnética (EM) de RF que tiene una primera frecuencia; un generador de señales de microondas para generar radiación EM de microondas que tiene una segunda frecuencia que es más alta que la primera frecuencia; un instrumento electroquirúrgico como se ha descrito anteriormente conectado para recibir la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas; una estructura de alimentación para transportar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas a la sonda alargada, comprendiendo la estructura de alimentación comprende un canal de RF para conectar la sonda alargada al generador de señales de RF, y un canal de microondas para conectar la sonda alargada al generador de señales de microondas, una alimentación de gas, conectada para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico, en donde el aparato es operable para desbridar tejido biológico en el área hacia fuera de la punta de sonda (por ejemplo, en o cerca del extremo distal de la punta de sonda), y en donde el aparato es operable para suministrar un plasma térmico o no térmico en el área hacia fuera desde la punta de sonda (por ejemplo, para esterilizar tejido (a través de plasma no térmico) o para renovar superficialmente el tejido (a través de plasma térmico)).

El primer electrodo y el segundo electrodo pueden moverse entre sí en una segunda configuración en la que el primer electrodo se extiende distalmente más allá del segundo electrodo para formar una estructura radiante para emitir un campo EM de microondas hacia fuera desde la punta de sonda, en donde el aparato es operable para emitir un campo eléctrico no ionizante hacia fuera desde la punta de sonda cuando el primer electrodo y el segundo electrodo están en la segunda configuración sin suministro de gas para los mismos.

El aparato puede comprender un circuito de generación de señal liberación de descarga dispuesto para provocar que se suministre un pulso (o pulsos) de radiación EM de RF a la sonda para generar el campo eléctrico alto a través de la trayectoria de flujo para liberar la descarga de plasma, en donde el circuito de generación de señales de incidencia incluye circuitería de control, pensada para utilizar un rasgo detectable de un pulso de radiación EM de microondas sobre el canal de microondas para desencadenar la generación del pulso de radiación EM de RF. Así, la radiación EM de RF se utiliza para liberar la descarga de plasma, mientras que la radiación EM de microondas se utiliza para soportar el plasma. Mediante la coordinación del suministro de un pulso de liberación de descarga de RF con un pulso de radiación EM de microondas, como se ha descrito anteriormente, el aparato puede liberar la descarga de plasma con mayor seguridad.

El aparato puede comprender además un detector de señal de microondas para muestrear potencia directa y reflejada en el canal de microondas y generar a partir de la misma una señal de detección de microondas indicativa de la potencia de microondas suministrada por la sonda; y un controlador en comunicación con el detector de señal de microondas para recibir la señal de detección de microondas, en donde el controlador es operable para seleccionar un primer perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas, siendo el primer perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas para la esterilización de tejido (a través de la generación de plasma no térmico), en donde el controlador comprende un microprocesador digital programado para emitir una primera señal de control de microondas para el generador de señales de microondas, siendo la primera señal de control de microondas para establecer el primer perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas, y en donde el controlador está dispuesto para determinar un estado para la primera señal de control de microondas basándose en la señal de detección de microondas recibida. La disposición puede usarse para medir la señal de microondas reflejada, por lo que la señal de detección de microondas es representativa de si se ha golpeado o no un plasma. El detector de señal puede disponerse para monitorizar también continuamente la radiación EM de microondas directa y reflejada para garantizar que se mantiene la mejor coincidencia de impedancia durante el suministro de plasma. El detector de señal de microondas puede comprender detectores de señal directa y reflejada (por ejemplo, acopladores de potencia direccional adecuados en el canal de microondas). Los detectores pueden estar dispuestos para detectar únicamente la magnitud de señal, por ejemplo, pueden ser detectores de diodos. Como alternativa, los detectores pueden estar dispuestos para detectar magnitud y fase, por ejemplo, pueden ser detectores heterodinos. La señal de detección de microondas puede ser, por tanto, representativa de pérdida de retorno o información de coincidencia de impedancia. La posición relativa del primer y segundo electrodos del instrumento electroquirúrgico puede ser ajustable por el controlador en el modo de esterilización (es decir, cuando se está generando plasma no térmico) hasta que se alcanza

un umbral de pérdida de retorno establecido, es decir, 8 dB, 10 dB o 12 dB.

El controlador puede operarse de manera similar para seleccionar un segundo perfil de suministro de energía para la renovación superficial del tejido a través de la generación de plasma térmico. Específicamente, el controlador puede ser operable para seleccionar un segundo perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas, siendo el segundo perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas para la renovación superficial del tejido (a través de la generación de plasma térmico). También, el microprocesador digital puede programarse para emitir una segunda señal de control de microondas para el generador de señales de microondas, siendo la segunda señal de control de microondas para establecer el segundo perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas.

El controlador puede operarse de manera similar para seleccionar un tercer perfil de suministro de energía para la renovación superficial del tejido mediante radiación no ionizante (es decir, sin gas). En una realización, el tercer perfil de suministro de energía puede ser el mismo que el primer perfil de suministro de energía.

El controlador puede ser operable de manera similar para seleccionar un perfil de suministro de energía para la energía EM de RF. Los perfiles disponibles para la energía EM de RF pueden incluir un pulso de liberación de descarga para generar el campo eléctrico alto a través de la trayectoria de flujo para liberar la descarga de plasma.

El aparato puede incluir un mecanismo de movimiento para provocar un movimiento relativo entre el primer electrodo y el segundo electrodo, en donde el controlador está dispuesto para comunicar una señal de control al mecanismo de movimiento basándose en la señal de detección de microondas recibida. El mecanismo de movimiento puede ser mecánico y puede controlarse manualmente, por ejemplo, por el operador del instrumento. El mecanismo de movimiento puede comprender un accionador, por ejemplo, palanca o brazo de tracción, ubicado en el extremo distal del instrumento, por ejemplo, un mecanismo deslizante o giratorio que se mueve con la mano.

Sin embargo, también se contempla en el presente documento controlar el movimiento relativo del primer y segundo electrodo (es decir, establecer la primera y segunda configuraciones) de manera automatizada, por ejemplo, utilizando un mecanismo electromecánico. Por ejemplo, en una realización, puede haber un controlador de configuración dispuesto para mover automáticamente el manguito (y, si está presente, la camisa) y operar el suministro de gas.

Asimismo, el controlador puede estar dispuesto para operar automáticamente el mecanismo de movimiento como un medio para controlar la adaptación de impedancia en el plasma. Las mediciones de potencia reflejada y directa en el canal de microondas pueden usarse para controlar la posición del catéter externo (o manguito) con respecto al cable coaxial interno (o el electrodo interno unido al cable coaxial) mediante el movimiento de la mano o por medio de un accionador electromecánico (accionador PZT, un accionador magnetoestrictivo, motor paso a paso, motor lineal) basándose en mediciones de pérdida de retorno o coincidencia de impedancia.

El controlador de configuración puede conectarse a una válvula para controlar el suministro de gas, por ejemplo, para apagar el suministro cuando el instrumento se mueve a la segunda configuración y para encenderlo cuando el instrumento se mueve a la primera configuración. La válvula puede ser parte del instrumento, por ejemplo, integrarse entre el manguito y el cable coaxial, o puede estar ubicado fuera del instrumento, por ejemplo, en la alimentación de gas.

Es más, en combinación con el detector de señales de microondas mencionado anteriormente, el controlador de configuración puede estar dispuesto para controlar la posición del manguito en la primera configuración cuando el plasma está presente en función de la señal de detección de microondas para minimizar la señal de microondas reflejada. En otras palabras, el controlador de configuración comprende una disposición de retroalimentación para ajustar con precisión la posición del manguito en la primera configuración para facilitar el suministro eficiente del plasma.

Como se ha mencionado anteriormente, el instrumento está dispuesto para generar un plasma no térmico para la esterilización y un plasma térmico para la renovación superficial del tejido. Con una estructura de aplicador coaxial que tiene una región de generación de plasma con un diámetro de entre 3 mm y 5 mm, es decir, el diámetro interno del electrodo externo dentro de la estructura coaxial tiene un diámetro de entre 3 mm y 5 mm, y un tubo de cuarzo que encaja bien dentro de un grosor de pared de entre 0,25 mm y 1 mm, y donde el diámetro externo del conductor interno es de entre 0,75 mm y 4 mm (permitiendo que haya un espacio para que fluya el gas en la región entre el conductor interno y la pared interna del tubo de cuarzo), puede producirse un plasma no térmico apropiado para la desinfección o esterilización haciendo funcionar el generador en modo pulsátil con un ciclo de trabajo de menos del 40 %, por ejemplo, del 28 %. En una realización, la potencia RMS de un solo pulso de microondas es de 50 W y el tiempo de actividad del pulso es de 40 ms, dentro de un período total de 140 ms, es decir, la potencia promedio suministrada en el plasma es de 14,28 W a 2,45 GHz. En una realización, esta señal para generar plasma no térmico es el primer perfil de suministro de energía mencionado anteriormente para la energía EM de microondas. Cuando, en esta configuración, se utiliza un pulso de liberación de descarga de RF, la duración del pulso de liberación de descarga de RF es de aproximadamente 1 ms y la frecuencia de las oscilaciones sinusoidales es de 100 kHz. La amplitud es de aproximadamente 1 kV pico (707 Vrms). La potencia de RF es inferior al 10 % de la potencia de microondas. El pulso de RF se sincroniza con la ráfaga o pulso de microondas y se desencadena en el borde ascendente de la ráfaga o

pulso de microondas.

Para producir el plasma térmico, el ciclo de trabajo puede aumentar, por ejemplo, hasta el 50 % o a onda continua (OC) y/o puede aumentar el nivel de potencia de RMS, por ejemplo, a 75 W o 100 W para esta geometría de aplicador en particular (si la geometría se reduce o aumenta, entonces la potencia de microondas y la amplitud del pulso de liberación de descarga de RF se ajustaría en consecuencia). En una realización, esta señal para generar plasma térmico es el segundo perfil de suministro de energía mencionado anteriormente para la energía EM de microondas. La razón de potencia de RF y microondas permanecerá, preferiblemente, constante, por ejemplo, menos del 10 % para plasma no térmico y térmico.

El aparato electroquirúrgico puede incluir además una alimentación de líquido conectada para suministrar líquido a, o extraer líquido de, el instrumento electroquirúrgico. También, el aparato puede ser operable para suministrar líquido a, o extraer líquido de, el área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico. La alimentación de líquido puede incluir un recipiente o tanque para contener: (i) líquido a inyectar en un sitio de tratamiento, y (ii) líquido y sólidos (por ejemplo, objetos extraños, material biológico) extraído del sitio de tratamiento. También, la alimentación de líquido puede incluir un suministro de líquido para transportar líquido entre el recipiente y el instrumento electroquirúrgico. Además, la alimentación de líquido puede incluir una válvula de control para controlar una dirección y caudal de líquido hacia/desde el instrumento electroquirúrgico. La válvula de control puede ser parte del instrumento, por ejemplo, integrada entre el manguito y el cable coaxial (si no hay una camisa presente), o integrada entre la camisa y el manguito (si hay una camisa presente), o la válvula puede estar ubicada fuera del instrumento, por ejemplo, en el suministro de líquido.

Adicionalmente, la alimentación de líquido puede incluir además un dispositivo de inyección para suministrar líquido al instrumento electroquirúrgico a través de un primer canal del paso de líquido, y un dispositivo de succión para extraer líquido del instrumento electroquirúrgico a través de un segundo canal del paso de líquido. El dispositivo de inyección puede incluir un compresor o una bomba que empuja el líquido hacia el interior del instrumento electroquirúrgico a una presión relativamente alta de modo que el líquido tenga suficiente fuerza para desalojar objetos extraños (por ejemplo, arena, suciedad, contaminantes) o material biológico (tejido o células muertas, dañadas o infectadas) de un sitio de tratamiento (por ejemplo, herida, sitio de infección, sitio de implantación). La fuerza con la que el dispositivo de inyección inyecta líquido en el instrumento electroquirúrgico puede controlarse por ordenador, por ejemplo, a través de un controlador del equipo de generación de gas y energía EM. El dispositivo de succión puede incluir un compresor o bomba que succione de forma forzada líquido (y sólidos) en la punta distal del instrumento electroquirúrgico desde el sitio de tratamiento. Por ejemplo, se puede usar una primera etapa de inyección de líquido para desalojar material del sitio de tratamiento (por ejemplo, herida, sitio de infección, sitio de implantación) y para limpiar el sitio de tratamiento, entonces se puede usar una segunda etapa de succión de líquido y sólidos para aspirar el líquido sucio con el material desalojado fuera del sitio de tratamiento.

En una realización, el aparato electroquirúrgico incluye un mecanismo de despliegue para operar una herramienta de desbridamiento desplegable en el instrumento electroquirúrgico. Por ejemplo, el controlador puede estar dispuesto para comunicar una señal de desbridamiento al mecanismo de despliegue para mover la herramienta de desbridamiento entre las posiciones replegada y desplegada. Es decir, el mecanismo de despliegue puede estar controlado por ordenador. Como alternativa, sin embargo, el mecanismo de desbridamiento puede operarse manualmente, por ejemplo, a través de un cable de tracción y un mango. El mecanismo de despliegue puede ser parcial o totalmente parte del instrumento. Como alternativa, el mecanismo de despliegue puede estar ubicado parcial o totalmente fuera del instrumento.

En el presente documento, la radiofrecuencia (RF) puede significar una frecuencia fija estable en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz y la frecuencia de microondas puede significar una frecuencia fija estable en el intervalo de 300 MHz a 100 GHz. La energía de RF debe tener una frecuencia lo suficientemente alta como para evitar que la energía provoque la estimulación nerviosa y lo suficientemente baja como para evitar que la energía provoque la palidez del tejido o un margen térmico innecesario o daño a la estructura del tejido. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de RF incluyen una o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de microondas incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz.

Breve descripción de los dibujos

Las realizaciones de la invención se exponen con detalle a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la Figura 1 es un sistema de suministro de potencia conocido adecuado para su uso con la presente invención;
- la Figura 2 es una vista esquemática de un aparato electroquirúrgico que es una realización de la invención;
- la Figura 3A es una vista esquemática en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;
- la Figura 3B es una vista esquemática en sección transversal del instrumento electroquirúrgico de la Figura 3A, tomada a lo largo de la línea A-A;
- la Figura 4A es una vista esquemática en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico que es otra

realización de la invención en una primera configuración;

la Figura 4B es una vista esquemática en sección transversal del instrumento electroquirúrgico de la Figura 4A en una segunda configuración; y

la Figura 5A es una vista esquemática en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico que es una realización adicional de la invención en una configuración desplegada; y

la Figura 5B es una vista en sección transversal esquemática del instrumento electroquirúrgico de la Figura 5A en una configuración desplegada.

Descripción detallada; opciones y preferencias adicionales

La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un sistema de suministro de potencia 100 divulgado en el documento WO 2012/076844, que es adecuado para su uso en la presente invención.

El sistema 100 comprende una alineación de RF 102 y una alineación de microondas 104, que forman partes de un canal de RF y un canal de microondas, respectivamente.

La alineación de RF 102 contiene componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia de RF a un nivel de potencia adecuado para liberar la descarga de un plasma, como se describe a continuación. En esta realización, la misma incluye un oscilador de RF 1001, un controlador de potencia 1002, una unidad de amplificación (que comprende en este caso un amplificador de control 1003 y un amplificador de potencia 1004), un transformador 1005 y un detector de señal de RF 1006.

La alineación de microondas 104 contiene componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia de microondas a un nivel de potencia adecuado para tratar tejido biológico (por ejemplo, esterilización y renovación superficial). En esta realización, la misma incluye un oscilador de fase bloqueada 1007, un amplificador de señal 1008, un atenuador de señal ajustable (por ejemplo, un atenuador basado en diodo PIN analógico o digital) 1009, una unidad de amplificación (en este caso un amplificador de control 1010 y un amplificador de potencia 1011), un acoplador de potencia directa 1012, un circulador 1013 y un acoplador de potencia reflejada 1014. El circulador 1013 aísla la señal directa de la señal reflejada para reducir los componentes de señal no deseados presentes en los acopladores 1012, 1014, es decir, aumenta la directividad de los acopladores. El circulador protege también los transistores dentro de la etapa de salida de alta potencia, por ejemplo, los transistores de potencia GaN o GaAs. Es preferible que el aislamiento entre los puertos 1 a 3, 2 a 1 y 3 a 2 sea lo más alto posible, es decir, superior a 15 dB, o más preferiblemente superior a 20 dB.

La alineación de RF 102 y la alineación de microondas 104 están en comunicación con un controlador 106, que puede comprender unos circuitos 108 de acondicionamiento de señal y de interfaz general, un microcontrolador 110 y un perro guardián 1015. El perro guardián 1015 puede monitorizar una gama de potenciales condiciones de error, que podrían resultar en que el sistema no funcionase de acuerdo con su especificación prevista, es decir, que el sistema suministrase una dosis incorrecta de energía al tejido del paciente debido a que el tiempo de salida o de tratamiento fuera mayor que el demandado por el usuario. El perro guardián 1015 comprende un microprocesador independiente del microcontrolador 110 para asegurar que el microcontrolador está funcionando correctamente. El perro guardián 1015 puede, por ejemplo, monitorizar los niveles de voltaje de las fuentes de alimentación de CC o la sincronización de los pulsos determinada por el microcontrolador 110. El controlador 106 está dispuesto para comunicar señales de control a los componentes en la alineación de RF 102 y en la alineación de microondas 104. En esta realización, el microprocesador 110 está programado para emitir una señal de control de RF C_{RF} y una señal de control de microondas C_M para el controlador de potencia 1002 y el atenuador de señal ajustable 1009 respectivamente. Estas señales de control se usan para establecer el perfil de suministro de energía de la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas emitidas desde la alineación de RF 102 y la alineación de microondas 104 respectivamente. En particular, el controlador de potencia 1002 y el atenuador de señal ajustable 1009 son capaces de controlar el nivel de potencia de la radiación de salida. Es más, el controlador de potencia 1002 y el atenuador de señal ajustable 1009 pueden incluir circuitos de conmutación capaces de establecer la forma de onda (por ejemplo, ancho de pulso, ciclo de trabajo y amplitud, etc.) de la radiación de salida.

El microprocesador 110 está programado para emitir la señal de control de RF C_{RF} y la señal de control de microondas C_M basándose en la información de señal del detector de señal de RF 1006 y los acopladores de potencia directa y reflejada 1012, 1014. El detector de señal de RF 1006 emite una señal o señales S_{RF} que son indicativas de la tensión y la corriente (y, opcionalmente, la fase entre la tensión y la corriente) de la radiación EM de RF en el canal de RF. En esta realización, el generador de RF y de microondas puede controlarse midiendo únicamente la información de fase, que se puede obtener a partir del canal de RF (a partir de información de corriente y tensión muestreada) o del canal de microondas (a partir de información de potencia directa y reflejada muestreada). El acoplador de potencia directa 1012 emite una señal S_{M1} indicativa del nivel de potencia directa y el acoplador de potencia reflejada 1014 emite una señal S_{M2} indicativa del nivel de potencia reflejada. Las señales S_{RF} , S_{M1} , S_{M2} del detector de señal de RF 1006 y de los acopladores de potencia directa y reflejada 1012, 1014 se comunican a los circuitos 108 de interfaz general y acondicionamiento de señales, donde se adaptan a una forma adecuada para pasar al microprocesador 110.

Una interfaz de usuario 112, por ejemplo, un panel de pantalla táctil, teclado, pantalla LED/LCD, teclado de membrana,

interruptor de pedal o similar, se comunica con el controlador 106 para proporcionar información sobre el tratamiento al usuario (por ejemplo, cirujano) y permitir que diversos aspectos del tratamiento (por ejemplo, la cantidad de energía suministrada al paciente o el perfil de suministro de energía) se seleccionen o controlen manualmente, por ejemplo, mediante comandos de usuario adecuados. El aparato se puede operar usando un interruptor de pie convencional 1016, que también está conectado al controlador 106.

Las señales de RF y microondas producidas por la alineación de RF 102 y la alineación de microondas 104, respectivamente, se introducen en un combinador de señales 114, que transporta la radiación EM de RF y microondas por separado o simultáneamente a lo largo de un conjunto de cable 116 a la sonda 118. En esta realización, el combinador de señales 114 comprende una unidad duplexor-diplexor que permite que la energía en frecuencias de microondas y RF se transmita a lo largo del conjunto de cables 116 (por ejemplo, un cable coaxial) a una sonda (o aplicador) 118, desde la que se suministra (por ejemplo, se irradia) al tejido biológico de un paciente al canal de instrumento de un endoscopio, por ejemplo, un endoscopio u otra superficie.

El combinador de señales 114 permite también que la energía reflejada, que regresa de la sonda 118 a lo largo del conjunto de cable 116, pase a las alineaciones de microondas y RF 102, 104, por ejemplo, sea detectada por los detectores contenidos en su interior. Como se explica a continuación, el aparato puede incluir un filtro de paso bajo 146 en el canal de RF y un filtro de paso alto 166 en el canal de microondas, de modo que solo una señal de RF reflejada entra en la alineación de RF 102 y solo una señal de microondas reflejada entra en la alineación de microondas 104.

Finalmente, el aparato incluye una unidad de fuente de alimentación 1017 que recibe energía de una fuente externa 1018 (por ejemplo, la red eléctrica) y la transforma en señales de suministro de potencia CC V_1 - V_6 a los componentes del aparato. Por tanto, la interfaz de usuario recibe una señal de potencia V_1 , el microprocesador 110 recibe una señal de potencia V_3 , la alineación de RF 102 recibe una señal de potencia V_3 , la alineación de microondas recibe una señal de potencia V_4 , el acondicionador de señal y los circuitos generales de interfaz 108 reciben una señal de potencia V_5 , y el perro guardián 1015 recibe una señal de potencia V_6 .

La Figura 2 muestra un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El aparato 200 comprende un instrumento electroquirúrgico 202 capaz de suministrar plasma o radiación electromagnética (EM) no ionizante desde su extremo distal. A continuación se describen ejemplos de la estructura del instrumento 202.

El instrumento 202 está conectado a un sistema de suministro de energía, que puede ser como se describe con referencia a la Figura 1. Sin embargo, en la realización de la Figura 2, el sistema de suministro de potencia comprende una fuente de radiación de radiofrecuencia (RF) 204 y una fuente de radiación de microondas 206 que están conectadas para suministrar potencia al extremo proximal del instrumento 202 a través de una estructura de alimentación 208. La estructura de alimentación 208 puede incluir una unidad combinadora de señales 210 como se ha analizado anteriormente. La fuente de RF 204 y la fuente de microondas 206 pueden estar dispuestas para emitir una señal de RF y una señal de microondas, respectivamente, basándose en las señales de control C_{RF} y C_M desde un controlador (no mostrado).

El instrumento 202 está conectado también para recibir un gas, por ejemplo, desde una fuente de gas presurizado 214 a través de la línea de suministro 212. Una válvula de control 216 en la línea de suministro 212 puede estar dispuesta para controlar el flujo de gas recibido por el instrumento 202, por ejemplo, basándose en una señal de control C_g del controlador. Puede ser deseable activar la válvula de control de gas y/o el controlador de flujo antes de activar las fuentes de energía de RF y/o microondas para garantizar que haya gas presente cuando se activen dichas fuentes de energía, ya que es necesario que el gas esté presente en la región de alineación de plasma antes de que se pueda generar el plasma. Puede ser preferible incluir un sensor de gas en la región de alineación de plasma y las señales de este sensor usadas para controlar las válvulas de flujo de gas. Este sistema ayuda también a controlar la utilización de gas y evita que el paciente se llene de gas argón (u otro).

La información de medición de RF y microondas puede usarse también para controlar el controlador de gas, es decir, la válvula de control de gas puede cerrarse cuando no se puede detectar la potencia de RF y/o microondas usando circuitos de supervisión de tensión/corriente y/o potencia directa/reflejada dentro del generador. Puede ser preferible esperar un período de tiempo establecido, es decir, 20 ms o 200 ms antes de cerrar el suministro de gas. Esta disposición actúa como una característica de seguridad y como un medio para controlar el uso de gas.

El instrumento 202 está conectado también para recibir un líquido (por ejemplo, agua, solución salina), por ejemplo, desde un tanque o recipiente 218 a través de la línea de suministro 220. El instrumento 202 puede configurarse también para proporcionar líquido y sólidos (por ejemplo, material biológico y objetos extraños desalojados de un sitio de tratamiento) al recipiente 218 a través de la línea de suministro 220. Una válvula de control 222 en la línea de suministro 220 puede estar dispuesta para controlar el flujo de líquido recibido por el instrumento 202 desde el recipiente 218, y/o el flujo de líquido (y sólidos) recibido por el recipiente 218 desde el instrumento 202. La válvula de control 222 puede ser operable para controlar la dirección de flujo y/o el caudal. Por ejemplo, la dirección y la magnitud del flujo pueden basarse en una señal de control C_L del controlador. De esta forma, el instrumento 202 puede inyectar

líquido (por ejemplo, agua, solución salina) del recipiente 218 en un sitio de tratamiento en un extremo distal del instrumento 202. Este líquido puede usarse para desbridar tejido biológico en el sitio de tratamiento (por ejemplo, una herida, sitio de infección, sitio de implantación). Adicionalmente o como alternativa, el desbridamiento puede implicar extraer líquido, objetos extraños y/o material biológico (por ejemplo, tejido, células) desde el sitio de tratamiento y hacia el recipiente 218. El recipiente 218 y la línea de suministro 220 pueden dividirse en dos o más zonas, en donde una primera zona es para proporcionar líquido desde el recipiente de líquido 218 al instrumento 202, y una segunda zona es para proporcionar líquido y sólidos al recipiente 218 desde el instrumento 202. La primera zona puede estar separada de la segunda zona de tal manera que se evite que los sólidos y/o líquidos en una zona entren en la otra zona.

El instrumento 202 puede comprender una funda o camisa exterior 221 que lleva un cable coaxial y gas desde su extremo proximal hasta el extremo distal para suministrar plasma (por ejemplo, no térmico y térmico) o radiación no ionizante al tejido biológico en un sitio de tratamiento en o justo más allá de un extremo distal del instrumento 202. También, el manguito o camisa 221 puede transportar líquido (incluidos los sólidos) entre su extremo proximal y su extremo distal para fines de desbridamiento. Asimismo, el instrumento 202 puede incluir una región abrasiva 226 en una superficie externa distal para desbridar tejido biológico en el sitio de tratamiento. Es decir, la región abrasiva 226 puede usarse para raspar tejido muerto, dañado o infectado y/u objetos extraños (por ejemplo, arena, suciedad, contaminantes) de un sitio de tratamiento (por ejemplo, una herida, sitio de infección, sitio de implantación). La región abrasiva 226 puede cubrir toda la circunferencia de la punta distal del instrumento (por ejemplo, puede ser aproximadamente anular o con forma de anillo) o cubrir solo una porción de la misma (por ejemplo, como se muestra en la Figura 2). La región abrasiva 226 se muestra sustancialmente rectangular pero, en algunas otras realizaciones, puede tener una forma diferente, por ejemplo, circular, ovalada, triangular, regular o irregular. La región abrasiva 226 puede colocarse en una superficie lateral o cara de extremo de la punta de sonda.

La Figura 3A muestra una primera realización de un instrumento electroquirúrgico 300 de acuerdo con la invención. El instrumento 300 comprende una sonda alargada compuesta por un cable coaxial central 302 rodeado por un manguito tubular 318. El extremo proximal del cable coaxial 302 (mostrado a la izquierda en la Figura 3A) termina en un conector adecuado 306 que está adaptado para conectarse a la estructura de alimentación que suministró las señales de RF y microondas. El cable coaxial 302 transmite las señales de RF y microondas al extremo distal del instrumento (a la derecha en la Figura 3A).

El extremo distal del cable coaxial 302 termina en un elemento aislante 308, tal como una perla de vidrio o un disco de cerámica colocado entre el cuerpo del cable coaxial y la tapa cilíndrica para evitar que se produzca un cortocircuito o una avería. Como alternativa, el dieléctrico 311 del cable 302 puede extenderse, por ejemplo, de 0,1 mm a 0,2 mm más allá del conductor externo 310 del cable 302. El conductor externo 310 del cable coaxial se detiene en el elemento aislante 308, pero el conductor interno 312 del cable 302 continúa a través del elemento aislante 308 y sobresale más allá del elemento aislante 308 durante una longitud seleccionada (usando simulaciones) para proporcionar la mejor coincidencia de impedancia para la renovación superficial del tejido (también conocida como reepitelización). La longitud sobresaliente está rodeada por una tapa cilíndrica de cerámica (u otro material dieléctrico o magnético adecuado) 314, que termina en su extremo distal en una cúpula 316, por ejemplo, un hemisferio. El conductor interno 312 sobresale ligeramente de la cúpula 316. El conductor interno 312 y la tapa cilíndrica funcionan como un primer electrodo del instrumento.

El manguito 318 rodea el cable coaxial 302 para definir un espacio anular 320 entre la superficie exterior del cable coaxial 302 y la superficie interior del manguito 318. Se pueden usar elementos de soporte radiales o separadores (no mostrados) para ubicar el cable coaxial 302 dentro del manguito. El espacio anular 320 puede usarse para transportar gas al extremo distal del instrumento. La pieza de base 318 tiene un puerto 322 en una superficie lateral de la misma que está conectado a la línea de suministro de gas. Un sello estanco a gases 324, que puede ser una junta tórica o similar, se proporciona en la unión entre el manguito 318 y el conector 306 para minimizar el escape de gas. Por lo tanto, el gas introducido en el puerto 322 fluye a lo largo del espacio anular 320 para salir del instrumento en su extremo distal.

El manguito 318 tiene una superficie interior eléctricamente conductora 321 a lo largo de una longitud de la misma que conduce hasta su extremo distal. Por ejemplo, el manguito puede comprender un árbol de acero inoxidable con un revestimiento de poliimida en su superficie exterior. Su superficie interior eléctricamente conductora 321 está conectada eléctricamente al conductor externo 310 del cable coaxial 302. En esta realización, esto se hace por medio de una malla eléctricamente conductora 328 montada dentro del espacio anular 320. La malla es porosa y, por lo tanto, permite que el gas fluya a través de ella al mismo tiempo que proporciona una conexión eléctrica. Esto podría lograrse también usando un resorte o una pluralidad de pequeños alambres conectados eléctricamente, es decir, soldados o engarzados o atrapados, a una o ambas superficies de los conductores o electrodos 310 y 321. Proporcionar al menos dos, idealmente al menos cuatro, puntos de contacto circunferenciales alrededor de la circunferencia del conductor o conductores puede garantizar un contacto eléctrico lo suficientemente bueno para que la energía de microondas se propague sin problemas. También puede ser posible y preferible colocar una pluralidad de abolladuras o un engarce parcial (por ejemplo, alrededor de la mitad) en/sobre uno de los conductores para hacer el contacto eléctrico necesario mientras se permite que el gas fluya sobre la región de generación de plasma o el extremo distal del dispositivo donde se forma el plasma.

La superficie interior eléctricamente conductora 321 del manguito está cubierta además por un tubo aislante 330 (por ejemplo, hecho de cuarzo, cerámica o similares) a lo largo de una longitud distal de la misma que puede superponerse longitudinalmente con la tapa cilíndrica 314. La superficie interior eléctricamente conductora 321 y el tubo aislante 330 funcionan como un segundo electrodo del instrumento.

El manguito tubular 318 está rodeado por una camisa exterior 340 que rodea el manguito 318 para definir un espacio anular 342 entre la superficie exterior del manguito 318 y la superficie interior de la camisa 340. Como antes, se pueden usar elementos de soporte radiales o separadores (no mostrados) para ubicar el manguito 318 dentro de la camisa 340. El espacio anular 342 puede usarse para transportar líquido al extremo distal del instrumento (por ejemplo, a un sitio de tratamiento en el extremo distal). Adicionalmente, el espacio anular 342 puede usarse para transportar líquido (por ejemplo, agua, solución salina) y/o sólidos (por ejemplo, objetos extraños (por ejemplo, arena), material biológico (por ejemplo, células)) desde el extremo distal (por ejemplo, desde un sitio de tratamiento en el extremo distal) hasta un extremo proximal del instrumento. La camisa 340 tiene un puerto 344 en una superficie lateral de la misma que está conectado a la línea de suministro de líquido. Un sello estanco a líquidos 346, que puede ser una junta tórica o similar, se proporciona en la unión entre la camisa 340 y el conector 306 para minimizar el escape de líquido. Por lo tanto, el líquido introducido en el puerto 344 fluye a lo largo del espacio anular 342 para salir del instrumento en su extremo distal. Específicamente, se proporcionan una o más salidas 348 en un extremo distal del espacio anular 342 de modo que el líquido pueda fluir fuera del instrumento 300 y hacia un sitio de tratamiento en un extremo distal del instrumento. Adicionalmente, el líquido y los sólidos pueden succionarse en el espacio anular 342 a través de las salidas 348. Las salidas 348 pueden ser generalmente circulares y pueden estar separadas circunferencialmente de manera sustancialmente uniforme. Sin embargo, debe entenderse que cualquier forma, número o distribución de salidas 348 puede ser posible siempre que permitan que el líquido fluya fuera del extremo distal del instrumento y permitan que el líquido y los sólidos (por ejemplo, objetos extraños (por ejemplo, arena, suciedad, contaminantes) y el material biológico (por ejemplo, tejido, células)) fluyan hacia el extremo distal.

La Figura 3B es una vista en sección transversal tomada a lo largo de la línea A-A en la Figura 3A. Como se observa en la Figura 3B, el espacio anular 342 se divide o se subdivide en múltiples canales. En la realización mostrada, los elementos o estructuras de división o los divisores 347A y 347B dividen el espacio anular 342 en dos canales. De esta forma, uno de los canales puede usarse para transportar líquido (y sólidos) desde el sitio de tratamiento, en el extremo distal del instrumento, y de vuelta a un recipiente o tanque (por ejemplo, el recipiente 218) para su almacenamiento y/o eliminación. También, el otro de los canales puede usarse para transportar líquido desde el recipiente o tanque a través del instrumento, fuera del extremo distal y dentro del sitio de tratamiento. Como tal, se puede inyectar líquido en el sitio de tratamiento, por ejemplo, para desbridar una herida o sitio de infección/implantación en el sitio de tratamiento, después el líquido sucio que contiene sólidos (por ejemplo, objetos extraños (por ejemplo, arena o suciedad) y materia biológica (por ejemplo, células o tejido)) puede aspirarse fuera del sitio de tratamiento para limpiar la herida o sitio de infección/implantación. Debe entenderse que en algunas otras realizaciones, el espacio anular 342 puede dividirse en más de dos canales, por ejemplo 4, 6, 8 o 10 canales. En este caso, uno o más canales pueden introducir líquido en un sitio de tratamiento, y/o uno o más canales pueden extraer líquido (y sólidos) del sitio de tratamiento. Adicionalmente, en algunas realizaciones, el espacio anular 342 no está dividido y, en cambio, proporciona un único canal que se usa tanto para introducir líquido en el sitio de tratamiento como para extraer líquido o sólidos del sitio de tratamiento.

La camisa 340 está provista de una funda protectora exterior 304, por ejemplo, formada de poliimida o similar. La funda protectora 304 termina en su extremo distal. En una realización, la terminación puede incluir una estructura anular hecha de un aislante adecuado, por ejemplo, una cerámica de microondas de baja pérdida, PTFE, PEEK, nailon o similares.

El instrumento está dispuesto para generar un plasma (por ejemplo, plasma no térmico o térmico) en un área hacia fuera de la punta de sonda (por ejemplo, un sitio de tratamiento en o justo más allá de la punta de sonda) adoptando las siguientes etapas:

- suministrar gas a la región distal del instrumento (es decir, a la región entre el tubo de cuarzo 330 y la tapa cilíndrica 314),
- enviar un pulso de energía de RF a través del cable coaxial para liberar la descarga de un plasma en el gas en la región distal generando un campo eléctrico alto en la región, y
- enviar un pulso de energía de microondas a través del cable coaxial para soportar o mantener el plasma para garantizar que tenga lugar el tratamiento apropiado.

El pulso de RF puede activarse automáticamente por una característica (por ejemplo, el borde ascendente) del pulso de microondas, de modo que los pulsos de liberación de descarga y soporte estén siempre sincronizados. El pulso de RF está dispuesto para tener una tensión adecuada para establecer un campo eléctrico para liberar la descarga de plasma. La tensión puede estar entre 150 V y 1500 V de pico, más preferiblemente entre 250 V y 750 V de pico. La frecuencia de los pulsos de RF puede estar entre 100 kHz y 1 MHz, y puede comprender una ventana o ráfaga de forma de onda sinusoidal o señales que están controladas por tiempo (por ejemplo, basándose en el pulso de microondas detectado), por ejemplo, tener una duración de entre 0,5 μ s y 10 ms.

La potencia de microondas suministrada puede monitorizarse (por ejemplo, midiendo señales de microondas directas y reflejadas) para comprobar el estado del plasma.

- 5 En la realización anterior, la señal de RF libera la descarga del plasma. En otras realizaciones, solo la señal de microondas puede liberar la descarga del plasma, debido a que la proximidad entre los conductores interno y externo permite que se genere un alto campo eléctrico a partir de la señal de microondas. Por ejemplo, si es posible suministrar 25 W de potencia de microondas CW al extremo distal del instrumento, entonces esto puede crear un campo eléctrico lo suficientemente alto. Un posible medio de liberación de descarga de plasma usando el campo de microondas es
- 10 disminuir la distancia entre los dos conductores dentro de la región de generación de plasma en el momento en que se libera la descarga el plasma y aumentar después la distancia nuevamente una vez que se ha liberado la descarga para crear el entorno óptimo (impedancia) para que el plasma se soporte.

- 15 El instrumento electroquirúrgico 300 puede proporcionar un aparato de tratamiento de heridas. Inicialmente, el instrumento 300 puede usarse para realizar el desbridamiento de la herida. Por ejemplo, un operador puede dar instrucciones a un controlador (por ejemplo, el controlador 106, a través de la interfaz de usuario 112) para activar una válvula de control de líquido (por ejemplo, la válvula 222) para inyectar líquido (por ejemplo, agua, solución salina) desde un recipiente (por ejemplo, 218), a través de una línea de suministro (por ejemplo, 220) en un extremo distal del instrumento 300 en el puerto 344. A continuación, el líquido se transporta en el espacio anular 342 y sale del
- 20 instrumento en la punta distal a través de las salidas 348. De este modo, el líquido de salida se inyecta en un sitio de tratamiento ubicado hacia fuera desde el extremo distal, por ejemplo, en o justo más allá del extremo distal. El líquido inyectado se puede usar para desbridar una herida en el sitio de tratamiento. Por ejemplo, el líquido inyectado puede desprender el tejido muerto, dañado o infectado de la herida. También, el líquido inyectado puede desprender objetos extraños (por ejemplo, suciedad, arena, contaminantes) de la herida. Esta operación puede ser suficiente para
- 25 completar el proceso de desbridamiento. Sin embargo, en algunas circunstancias, pueden ser preferibles o necesarias otras operaciones. Por ejemplo, secuencial o simultáneamente, el operador puede hacer que el aparato controle adicionalmente la válvula de control de líquido de tal manera que el líquido (y los sólidos) se aspiren de la herida y hacia el extremo distal del instrumento 300 a través de las salidas 348. Esta mezcla de líquidos y sólidos puede transportarse a continuación a través del instrumento en el espacio anular 343 y de vuelta al recipiente (por ejemplo,
- 30 el recipiente 218). En una realización, se usan los mismos pasos de fluido, en primer lugar, para inyectar líquido en la herida y, segundo, para extraer líquidos y sólidos de la herida. Sin embargo, como se ha explicado anteriormente con referencia a la Figura 3B, el espacio anular 342 puede dividirse en múltiples canales de modo que se usen diferentes canales para inyectar (secuencial o simultáneamente) líquido y extraer líquido (con sólidos). También, la línea de suministro, la válvula de control de líquido y el recipiente pueden tener espacios o zonas separados para inyectar
- 35 líquido y extraer líquido (con sólidos).

- Después del desbridamiento, el instrumento 300 puede usarse entonces para esterilizar tejido biológico, por ejemplo, para esterilizar la herida en el sitio de tratamiento. Específicamente, el operador (por ejemplo, a través del controlador 106 y la interfaz de usuario 112) puede controlar una alineación de RF (por ejemplo, la alineación 102) y una
- 40 alimentación de gas (por ejemplo, recipiente de gas 214, válvula 216 y suministro de gas 212) para combinar gas con una señal liberación de descarga en el extremo distal del instrumento (por ejemplo, entre el primer y segundo electrodos) para liberar la descarga de un plasma. Después, se puede usar una alineación de microondas (por ejemplo, la alineación de microondas 104) para mantener un plasma no térmico.

- 45 Por ejemplo, puede producirse un plasma no térmico apropiado para la desinfección o esterilización haciendo funcionar el generador MW en modo pulsátil con un ciclo de trabajo de menos del 40 %, por ejemplo, del 28 %. En una realización, la potencia RMS de un solo pulso de microondas es de 50 W y el tiempo de actividad del pulso es de 40 ms, dentro de un período total de 140 ms, es decir, la potencia promedio suministrada en el plasma es de 14,28 W a 2,45 GHz. Cuando, en esta configuración, se utiliza un pulso de liberación de descarga de RF, la duración del pulso de liberación de descarga de RF puede ser de aproximadamente 1 ms y la frecuencia de las oscilaciones sinusoidales puede ser de 100 kHz. La amplitud puede ser de aproximadamente 1 kV de pico (707 Vrms). La potencia de RF puede ser inferior al 10 % de la potencia de microondas. El pulso de RF se puede sincronizar con la ráfaga o pulso de microondas y se desencadena en el borde ascendente de la ráfaga o pulso de microondas.
- 50

- 55 De esta forma, se puede generar plasma no térmico en el extremo distal del instrumento 300, y este plasma no térmico se puede suministrar a un sitio de tratamiento en o justo más allá del extremo distal. Por consiguiente, el plasma no térmico puede dirigirse a la herida recién desbridada para esterilizar o limpiar la herida, por ejemplo, matando las bacterias en la herida. Este proceso de esterilización de heridas es útil para reducir las posibilidades de que la herida se infecte, lo que, a su vez, puede mejorar las posibilidades de que la herida cicatrice.
- 60

- Después del desbridamiento y la esterilización, el instrumento 300 puede usarse entonces para renovar superficialmente el tejido biológico, por ejemplo, para renovar superficialmente la herida en el sitio de tratamiento. Específicamente, el operador (por ejemplo, través del controlador 106 y la interfaz de usuario 112) puede controlar la alineación de microondas (por ejemplo, la alineación de microondas 104) y la alimentación de gas (por ejemplo,
- 65 recipiente de gas 214, válvula 216 y suministro de gas 212) para formar un plasma térmico. Como antes, esta etapa puede seguir a una etapa que libera la descarga del plasma. Para producir el plasma térmico, el ciclo de trabajo puede

aumentar, por ejemplo, hasta el 50 % o a onda continua (OC) y/o puede aumentar el nivel de potencia de RMS, por ejemplo, a 75 W o 100 W (la potencia de microondas y la amplitud del pulso de liberación de descarga de RF tendrían que ajustarse basándose en la geometría/dimensiones precisas del instrumento 300). La razón de potencia de RF y microondas permanecerá, preferiblemente, constante, por ejemplo, menos del 10 % para plasma no térmico y térmico.

De esta forma, se puede generar plasma térmico en el extremo distal del instrumento 300, y este plasma térmico se puede suministrar a un sitio de tratamiento en o justo más allá del extremo distal. Por consiguiente, el plasma térmico se puede dirigir a la herida recién esterilizada para renovar superficialmente la herida. Este proceso de renovación superficial de heridas es útil para acelerar la cicatrización de heridas en comparación con simplemente esperar a que se produzca la cicatrización natural de heridas.

En vista de lo anterior, el instrumento electroquirúrgico 300 proporciona un aparato de tratamiento de heridas que puede realizar el desbridamiento, esterilización y renovación superficial de una herida. Debe entenderse que la transición de la esterilización a la renovación superficial implica la transición de la producción/aplicación de plasma no térmico a la producción/aplicación de plasma térmico. Debe entenderse además que esta transición de plasma no térmico a térmico puede realizarse aumentando el ciclo de trabajo y/o aumentando la potencia de la señal de energía de microondas pulsada usada para formar el plasma. Por ejemplo, se puede usar un ciclo de trabajo inferior al 40 % para producir plasma no térmico, mientras que se puede usar un ciclo de trabajo superior al 50 % para producir plasma térmico. Adicionalmente o como alternativa, se puede usar una potencia de pulso de menos de 50 W (o una potencia media de menos de 15 W) para producir plasma no térmico, mientras que una potencia de pulso superior a 75 W (o una potencia media superior a 30 W) puede usarse para producir plasma térmico.

Debe entenderse que, aunque el instrumento electroquirúrgico de las Figuras 3A y 3B puede usarse en el tratamiento de heridas, el instrumento puede encontrar también utilidad en otras aplicaciones, tales como, en el tratamiento de sitios de infección, por ejemplo, en el oído y el tracto urinario. Por ejemplo, el paso de líquido 342 puede usarse para extraer tejido infectado y/o moco del sitio de infección. Además, el paso de líquido 342 puede usarse para extraer tejido infectado de un implante médico (por ejemplo, un implante metálico) y un sitio de implantación corporal correspondiente. Posteriormente, el sitio de infección, el sitio de implantación y/o el implante pueden esterilizarse usando plasma no térmico.

Las Figuras 4A y 4B son vistas esquemáticas en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico 350 que es otra realización de la invención. Los componentes en común con la Figura 3A cuentan con los mismos números de referencia y no van a describirse nuevamente.

La realización en las Figuras 4A y 4B difiere de la realización de las Figuras 3A y 3B en que el primer electrodo y el segundo electrodo son móviles entre sí.

En esta realización, el manguito 318 y la camisa 340 están dispuestos para deslizarse en una dirección longitudinal con respecto al cable coaxial 302. Para lograr esto, el manguito 318 está montado en deslizamiento de forma telescópica dentro de una pieza de base proximal 354. Se puede ajustar una junta tórica 325 en la interfaz deslizante para mantener un sello estanco a fluidos (por ejemplo, gases). También, la camisa 340 está montada en deslizamiento de forma telescópica dentro de la pieza de base proximal 354. Se puede ajustar una junta tórica 358 en la interfaz deslizante para mantener un sello estanco a fluidos (por ejemplo, líquidos). Un cable de tracción (no mostrado) puede extenderse a través del conector 306 para ayudar a colocar el manguito 318 y la camisa 340 con respecto al cable coaxial. El cable de tracción puede operarse manualmente o puede conectarse a un mecanismo de control automatizado, por ejemplo, a un motor paso a paso o motor lineal, que puede controlar automáticamente la posición del manguito 318 y la camisa 340, por ejemplo basándose en una señal de control del controlador. El manguito 318 y la camisa 340 pueden moverse juntos como una sola unidad.

El manguito y la camisa deslizables permiten que el instrumento adopte dos configuraciones. En una primera configuración, como se muestra en la Figura 4A, la superficie interior eléctricamente conductora 321 del manguito 318 está longitudinalmente en línea con la tapa cilíndrica 314. Esta configuración establece una región de alta impedancia que exhibe un campo eléctrico alto cuando la señal de RF o microondas se suministra al instrumento. En esta configuración, el instrumento puede estar adaptado para suministrar plasma, por ejemplo, plasma térmico para la renovación superficial o plasma no térmico para la esterilización, desde el extremo distal de la sonda. Este modo de operación corresponde al dispositivo mostrado en la Figura 3A.

El microprocesador (por ejemplo, el microprocesador 110) puede estar dispuesto para emitir una señal de control para ajustar la posición del manguito deslizante y la camisa con respecto al cable coaxial basándose en la pérdida de retorno detectada o el desajuste de impedancia que se determina en el controlador a partir de la señal de detección de microondas. Este control puede realizarse cuando se está generando plasma, por ejemplo, para mantener una pérdida de retorno o coincidencia requerida preestablecida, por ejemplo, 10 dB (el 90 % de la energía de microondas se suministra al plasma).

En una segunda configuración, como se muestra en la Figura 4B, el manguito 318 y la camisa 340 se deslizan hacia atrás con respecto al cable coaxial 302 para exponer una longitud de la tapa cilíndrica 314 en el extremo distal del

dispositivo. El extremo expuesto funciona como una antena de microondas monopolo radiante. En esta configuración, se suministra una señal de microondas al cable coaxial en ausencia de gas. La señal de microondas se emite en un campo de radiación no ionizante. Los niveles de potencia de microondas no ionizante suministrada en el monopolo de radiación distal pueden estar entre 2,5 W y 50 W de potencia de onda continua; el nivel puede depender de las características del tejido que se está renovando superficialmente, por ejemplo, la profundidad del sitio de tratamiento (por ejemplo, herida o sitio de infección/implantación). El nivel de potencia depende también de las propiedades del cable de transmisión de microondas usado para suministrar la energía de microondas del generador al aplicador o antena.

La energía de microondas puede suministrarse como una secuencia de pulsos o una ráfaga de energía de microondas, por lo que la fuerza mecánica sigue o está incrustada dentro de la ráfaga de energía de coagulación de microondas. Por ejemplo, un perfil de activación puede comprender aplicar 10 W de potencia de microondas durante 10 segundos.

El extremo distal de la tapa cilíndrica 314 puede terminar en una cúpula eléctricamente conductora, lo que ayuda a garantizar que la densidad de potencia en el área exterior de la punta de sonda no esté demasiado concentrada en el extremo distal de la tapa cilíndrica 314.

En vista de lo anterior, además de, o en lugar de, la renovación superficial a través de plasma térmico (es decir, un gas ionizado), el instrumento 300 puede usarse para producir energía o radiación de microondas no ionizada para la renovación superficial de tejidos. En este caso, el aparato se puede controlar (por ejemplo, a través del controlador 106 y la interfaz de usuario 112) para cerrar la alimentación de gas (por ejemplo, recipiente de gas 214, válvula 216 y suministro de gas 212) de modo que no se proporcione gas al extremo distal del instrumento 300. Adicionalmente, la alineación de microondas (por ejemplo, la alineación de microondas 104) puede controlarse (por ejemplo, a través del controlador 106 y la interfaz de usuario 112) para proporcionar el campo de radiación no ionizante en la punta distal. En una realización, la misma señal de microondas usada para producir plasma no térmico (con gas) puede usarse para generar el campo de radiación no ionizante (sin gas). Este tipo de señal de microondas o perfil de energía de microondas puede ser deseable ya que es más débil en comparación con, por ejemplo, la señal utilizada para generar plasma térmico. Una señal más débil puede ser beneficiosa para la renovación superficial, ya que una señal más fuerte puede dar como resultado un nivel de coagulación (por ejemplo, superficial o profundo) lo que puede dificultar la curación. Dicho esto, como se ha analizado anteriormente, debe entenderse que en algunas otras realizaciones se puede usar una forma diferente de perfil de energía de microondas, por ejemplo, una señal pulsada con un ciclo de trabajo superior al 40 % y/o una potencia de pulso superior a 50 W (o una potencia media superior a 15 W).

En vista de lo anterior, el instrumento electroquirúrgico 350 proporciona un aparato o dispositivo de tratamiento de heridas que puede realizar el desbridamiento y esterilización de heridas y, también, la renovación superficial a través de dos mecanismos separados y distintos: plasma térmico y energía de microondas no ionizante.

Las Figuras 5A y 5B son vistas esquemáticas en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico 400 que es una realización adicional de la invención. Los componentes en común con la Figura 3A cuentan con los mismos números de referencia y no van a describirse nuevamente.

La realización en las Figuras 5A y 5B difiere de la realización de la Figura 3A en que el instrumento incluye una herramienta de desbridamiento desplegable 402. Específicamente, el instrumento 400 comprende una cavidad, rebaje o soporte 404 para recibir la herramienta de desbridamiento 402. En la realización de las Figuras 5A y 5B, el soporte 404 está en un extremo distal del instrumento 400, y tiene una abertura en una cara de extremo distal que está orientada sustancialmente en la misma dirección en la que se emite el plasma y la radiación no ionizante. Sin embargo, en algunas otras realizaciones, debe entenderse que el soporte 404 podría colocarse en cualquier otro lugar en el instrumento 400. El instrumento 400 incluye además un cable de tracción 406 que se extiende desde la herramienta de desbridamiento 402 hasta un mango 408 en el extremo proximal de la sonda. Como se muestra en las Figuras 5A y 5B, el cable de tracción 406 puede alojarse dentro de una estructura de guía 407 que está unida a una superficie exterior del instrumento 400 y protege el cable para que no se enganche en objetos durante su uso. Sin embargo, en otra realización, la estructura de guía 407 puede integrarse con la camisa 340 o el manguito 318 de tal manera que el perfil exterior del instrumento 400 no cambia en comparación con las realizaciones de las Figuras 3A-4B. En cualquier caso, el mango 408 puede operarse por un usuario para mover la herramienta de desbridamiento 402 con respecto al soporte 404. Es decir, el usuario puede mover el mango 408 longitudinalmente (como se indica por la flecha 410) en relación con el instrumento 400 para provocar un movimiento longitudinal correspondiente (como se indica por la flecha 412) de la herramienta de desbridamiento 402 en relación con el soporte 404. De esta forma, el mango 408 se puede usar para mover la herramienta de desbridamiento 402 entre una posición replegada (mostrada en la Figura 5B), en la que la herramienta de desbridamiento 402 está encerrada dentro del soporte 406, y una posición desplegada (mostrada en la Figura 5A), en la que la herramienta de desbridamiento 402 sobresale en el área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico. En una realización, el soporte 404 está dimensionado de tal manera que, en la posición replegada, la herramienta de desbridamiento 402 está completamente encerrada dentro del soporte 402, es decir, la herramienta no sobresale en absoluto con respecto al soporte. También, en una realización, el cable de tracción 406 está dimensionado de tal manera que la herramienta de desbridamiento 402 esté completamente separada del soporte 402, es decir, toda la herramienta sobresale del soporte. Sin embargo, en alguna otra realización, los diversos componentes pueden dimensionarse de tal manera que la herramienta sobresalga solo parcialmente con

respecto al soporte en la posición desplegada.

En las Figuras 5A y 5B, la herramienta de desbridamiento comprende un cepillo que tiene una pluralidad de cerdas elásticamente deformables. Cuando están en la posición desplegada, las cerdas se pueden usar para eliminar tejido muerto, dañado o infectado de un sitio de tratamiento (por ejemplo, herida, sitio de infección/implantación, implante), por ejemplo, mediante una acción de cepillado o frotación. También, las cerdas se pueden usar para eliminar objetos extraños (por ejemplo, arena, suciedad, contaminantes) del sitio de tratamiento, por ejemplo, mediante una acción de cepillado o frotación. Sin embargo, en algunas otras realizaciones, la herramienta de desbridamiento puede ser algo distinto de un cepillo, tal como, por ejemplo, un miembro desplegable (por ejemplo, una almohadilla) con un revestimiento o superficie abrasiva, o un miembro desplegable revestido con un material de tipo gasa. En tales casos, el método de desbridamiento usando la herramienta de desbridamiento es el mismo que para el cepillo.

En la realización de las Figuras 5A y 5B, el mecanismo de despliegue para la herramienta desplegable 402 incluye el cable de tracción 406 y el mango 408. Como tal, el mecanismo de despliegue de las Figuras 5A y 5B es un mecanismo de despliegue manual. Sin embargo, debe entenderse que en algunas otras realizaciones, se puede proporcionar un mecanismo de despliegue automático o controlado por ordenador. Por ejemplo, dicho mecanismo de despliegue automático puede incluir un accionador electromecánico (accionador PZT, un accionador magnetoestrictivo, motor paso a paso, motor lineal) acoplado operativamente a un controlador (por ejemplo, el controlador 106), y el accionador puede configurarse en uso para mover la herramienta de desbridamiento 402 entre la posición replegada y desplegada basándose en señales de control del controlador. El accionador puede mover mecánicamente la herramienta usando un cable de tracción similar al cable de tracción 406.

La realización de las Figuras 5A y 5B tiene tanto la herramienta de desbridamiento desplegable 402 como el paso de líquido 342 para inyectar/extraer líquido de desbridamiento. Como tal, la realización de las Figuras 5A y 5B tiene dos mecanismos separados y distintos para desbridar un sitio de tratamiento (por ejemplo, una herida, sitio de infección/implantación, implante). Sin embargo, debe entenderse que cuando se proporciona la herramienta desplegable 402, el paso de líquido 342 y todos los mecanismos asociados para inyectar y extraer líquido son opcionales, es decir, pueden no estar presentes.

Debe entenderse que una o más características de una de las realizaciones descritas anteriormente pueden combinarse con una o más características de una o más de las realizaciones descritas anteriormente para formar una nueva realización que cae dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Por ejemplo, la realización de la Figura 2 incluye una región abrasiva 226 en un extremo distal del instrumento para desbridar un sitio de tratamiento (por ejemplo, herida, sitio de infección/implantación). Debe entenderse que una cualquiera o más de las realizaciones de las Figuras 3A, 3B, 4A, 4B, 5A y 5B pueden incluir también una región abrasiva 226. Adicionalmente, las realizaciones descritas anteriormente divulgan tres aparatos de desbridamiento separados: (i) una región abrasiva en un extremo distal del instrumento - por ejemplo, la Figura 2, (ii) un paso de líquido para inyectar/extraer líquido y sólidos de desbridamiento- por ejemplo, las Figuras 3A-5B, y (iii) una herramienta de desbridamiento desplegable- por ejemplo, las Figuras 5A y 5B. Debe entenderse que, en algunas realizaciones, solo uno de estos aparatos de desbridamiento puede estar presente; sin embargo, en algunas otras realizaciones pueden estar presentes dos cualesquiera, y en algunas realizaciones adicionales, los tres pueden estar presentes. Debe entenderse que cuando no hay un paso de líquido, la superficie exterior del instrumento puede estar definida por el manguito 318 en lugar de por la camisa 340. Asimismo, en otra realización, los electrodos móviles de la realización de las Figuras 4A y 4B pueden incluirse en la realización de herramienta de desbridamiento desplegable de las Figuras 5A y 5B.

Si bien la invención se describe junto con las realizaciones a modo de ejemplo descritas anteriormente, muchas modificaciones y variaciones equivalentes serán evidentes para los expertos en la materia cuando se les proporcione esta divulgación. En consecuencia, los ejemplos de realizaciones de la invención expuestos anteriormente se consideran ilustrativos y no limitantes. Se pueden realizar diversos cambios en las realizaciones descritas sin apartarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

Para evitar cualquier duda, cualquier explicación teórica proporcionada en este documento se proporciona con el fin de mejorar la comprensión del lector. Los inventores no desean verse limitados por ninguna de estas explicaciones teóricas.

A lo largo de esta memoria descriptiva, incluidas las reivindicaciones que siguen, salvo que el contexto requiera lo contrario, los términos "tener", "comprender" e "incluir", y variaciones, tales como "tiene", "comprende", "que comprende" e "incluido" se entenderá que implican la inclusión de un número entero o etapa o grupo de números enteros o etapas establecidos, pero no la exclusión de cualquier otro número entero o etapa o grupo de números enteros o etapas. En el presente documento, los intervalos se pueden expresar como desde "aproximadamente" un valor concreto y/o hasta "aproximadamente" otro valor concreto. Cuando se expresa un intervalo de este tipo, otra realización incluye desde el valor concreto y/o hasta el otro valor concreto. De forma similar, cuando los valores se expresan como aproximaciones, mediante el uso del antecedente "aproximadamente", se entenderá que el valor concreto forma otra realización. El término "aproximadamente" en relación con un valor numérico es opcional y significa, por ejemplo, +/- 10 %.

Los términos "preferido" y "preferiblemente" se utilizan en el presente documento para referirse a realizaciones de la invención que pueden proporcionar ciertos beneficios en algunas circunstancias. Cabe advertir, sin embargo, que también se pueden preferir otras realizaciones bajo las mismas o diferentes circunstancias. Por lo tanto, la enumeración de una o más realizaciones preferidas no significa ni implica que otras realizaciones no sean útiles, y no pretende excluir otras realizaciones del alcance de la divulgación o del alcance de las reivindicaciones.

5

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico, que comprende:

- 5 una sonda alargada que comprende un cable coaxial para transportar energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) y/o de frecuencia de microondas, y una punta de sonda conectada en el extremo distal del cable coaxial para recibir la energía de microondas y/o RF;
un paso de gas para transportar gas a través de la sonda alargada hasta la punta de sonda; y
un aparato de desbridamiento para desbridar tejido biológico,
10 en donde el cable coaxial comprende un conductor interno, un conductor externo y un material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo,
en donde la punta de sonda comprende un primer electrodo conectado al conductor interno del cable coaxial y un segundo electrodo conectado al conductor externo del cable coaxial, y
en donde el primer electrodo y el segundo electrodo están dispuestos para producir un campo eléctrico a partir de la energía EM de frecuencia de RF y/o microondas recibida a través de una trayectoria de flujo de gas recibida desde el paso de gas para producir un plasma térmico o no térmico en un área hacia el exterior de la punta de sonda.

2. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el primer electrodo y el segundo electrodo son móviles entre sí en una segunda configuración en la que el primer electrodo se extiende distalmente más allá del segundo electrodo para formar una estructura radiante para emitir un campo EM de microondas hacia fuera desde la punta de sonda.

3. Un aparato electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde se aplica al menos uno de los siguientes:

- a) el aparato de desbridamiento comprende una región abrasiva en una superficie exterior distal de la punta de sonda para desbridar tejido biológico en la punta de sonda;
b) el aparato de desbridamiento comprende una herramienta de desbridamiento, y en donde la punta de sonda comprende un soporte para recibir la herramienta de desbridamiento, pudiendo la herramienta de desbridamiento moverse entre una posición replegada, en la que la herramienta de desbridamiento está encerrada dentro del soporte, y una posición desplegada, en la que la herramienta de desbridamiento sobresale en el área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico.

4. Un aparato electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la sonda alargada comprende un manguito que rodea el cable coaxial, siendo el paso de gas un espacio entre una superficie interior del manguito y una superficie exterior del cable coaxial, y en donde se aplica al menos uno de los siguientes:

- a) el segundo electrodo está formado en el extremo distal del manguito, y el manguito es retráctil con respecto al cable coaxial;
b) el manguito comprende un cable trenzado giratorio para permitir el ajuste de una orientación del aparato de desbridamiento.

5. Un aparato electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el aparato de desbridamiento comprende un paso de líquido para transportar líquido a través de la sonda alargada y dentro o fuera del área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico.

6. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, cuando depende de la reivindicación 4, en donde, bien:

- a) la sonda alargada comprende una camisa que rodea el manguito, siendo el paso de líquido un espacio entre la superficie interior de la camisa y una superficie exterior del manguito; o
b) el espacio entre la superficie interior del manguito y la superficie exterior del cable coaxial se divide en el paso de gas y el paso de líquido.

7. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5 o 6, en donde el paso de líquido se divide en un primer canal para transportar líquido a través de la sonda alargada al área hacia fuera de la punta de sonda, y un segundo canal para transportar líquido a través de la sonda alargada fuera del área hacia fuera de la punta de sonda.

8. Un aparato electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde se aplica al menos uno de los siguientes:

- a) el primer electrodo es una estructura de antena monopolo de microondas radiante acoplada para recibir energía EM de RF y/o de microondas del cable coaxial;
b) el primer electrodo y el segundo electrodo forman electrodos activos y de retorno para una señal de RF transmitida por el cable coaxial;

- c) el electrodo externo del cable coaxial está conectado al segundo electrodo mediante una estructura conductora permeable a gases que es deslizable con respecto al segundo electrodo o electrodo externo del cable coaxial y permite que el gas fluya a través de la misma;
- d) la sonda se puede insertar a través del canal de instrumento de un dispositivo de alcance.

5

9. Aparato electroquirúrgico que comprende:

- un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar radiación electromagnética (EM) de RF que tiene una primera frecuencia;
- 10 un generador de señales de microondas para generar radiación EM de microondas que tiene una segunda frecuencia que es más alta que la primera frecuencia;
- un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, conectado para recibir la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas;
- 15 una estructura de alimentación para transportar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas a la sonda alargada, comprendiendo la estructura de alimentación un canal de RF para conectar la sonda alargada al generador de señales de RF, y un canal de microondas para conectar la sonda alargada al generador de señales de microondas,
- una alimentación de gas, conectada para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico,
- 20 en donde el aparato es operable para desbridar tejido biológico en el área hacia fuera de la punta de sonda, y
- en donde el aparato es operable para suministrar un plasma térmico o no térmico en el área hacia fuera desde la punta de sonda.

10. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 9, cuando depende de la reivindicación 5, que comprende:

25

- una alimentación de líquido conectada para suministrar líquido a, o extraer líquido de, el instrumento electroquirúrgico,
- en donde el aparato es operable para suministrar líquido a, o extraer líquido de, el área hacia fuera de la punta de sonda para desbridar tejido biológico.

30

11. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 10, cuando depende de la reivindicación 7, en donde la alimentación de líquido comprende:

- un dispositivo de inyección para suministrar líquido al instrumento electroquirúrgico a través del primer canal, y
- 35 un dispositivo de succión para extraer líquido del instrumento electroquirúrgico a través del segundo canal.

12. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, en donde el primer electrodo y el segundo electrodo son móviles entre sí en una segunda configuración en la que el primer electrodo se extiende distalmente más allá del segundo electrodo para formar una estructura radiante para emitir un campo EM de microondas hacia fuera desde la punta de sonda, y

40 en donde el aparato es operable para emitir un campo eléctrico no ionizante hacia fuera desde la punta de sonda cuando el primer electrodo y el segundo electrodo están en la segunda configuración sin suministro de gas para los mismos.

13. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12 que comprende:

- un detector de señal de microondas para muestrear potencia directa y reflejada en el canal de microondas y generar a partir de la misma una señal de detección de microondas indicativa de la potencia de microondas suministrada por la sonda; y
- 50 un controlador en comunicación con el detector de señal de microondas para recibir la señal de detección de microondas,
- en donde el controlador es operable para seleccionar un primer perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas, siendo el primer perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas para la esterilización de tejido,
- 55 en donde el controlador comprende un microprocesador digital programado para emitir una primera señal de control de microondas para el generador de señales de microondas, siendo la primera señal de control de microondas para establecer el primer perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas,
- en donde el controlador está dispuesto para determinar un estado para la primera señal de control de microondas basándose en la señal de detección de microondas recibida,
- 60 en donde el controlador es operable para seleccionar un segundo perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas, siendo el segundo perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas para la renovación superficial de tejido, y
- en donde el microprocesador digital está programado para emitir una segunda señal de control de microondas para el generador de señales de microondas, siendo la segunda señal de control de microondas para establecer el segundo perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas.

65

14. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, que incluye un mecanismo de movimiento para provocar un movimiento relativo entre el primer electrodo y el segundo electrodo, en donde el controlador está dispuesto para comunicar una señal de control al mecanismo de movimiento basándose en la señal de detección de microondas recibida,

5 en donde el mecanismo de movimiento comprende uno cualquiera de un motor lineal, un motor paso a paso, un accionador piezoeléctrico y un accionador magnetoestrictivo.

15. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13 o 14, cuando depende de la reivindicación 3, que comprende un mecanismo de despliegue para provocar un movimiento relativo entre la herramienta de desbridamiento y el soporte, en donde el controlador está dispuesto para comunicar una señal de desbridamiento al mecanismo de despliegue para mover la herramienta de desbridamiento entre las posiciones replegada y desplegada.

10

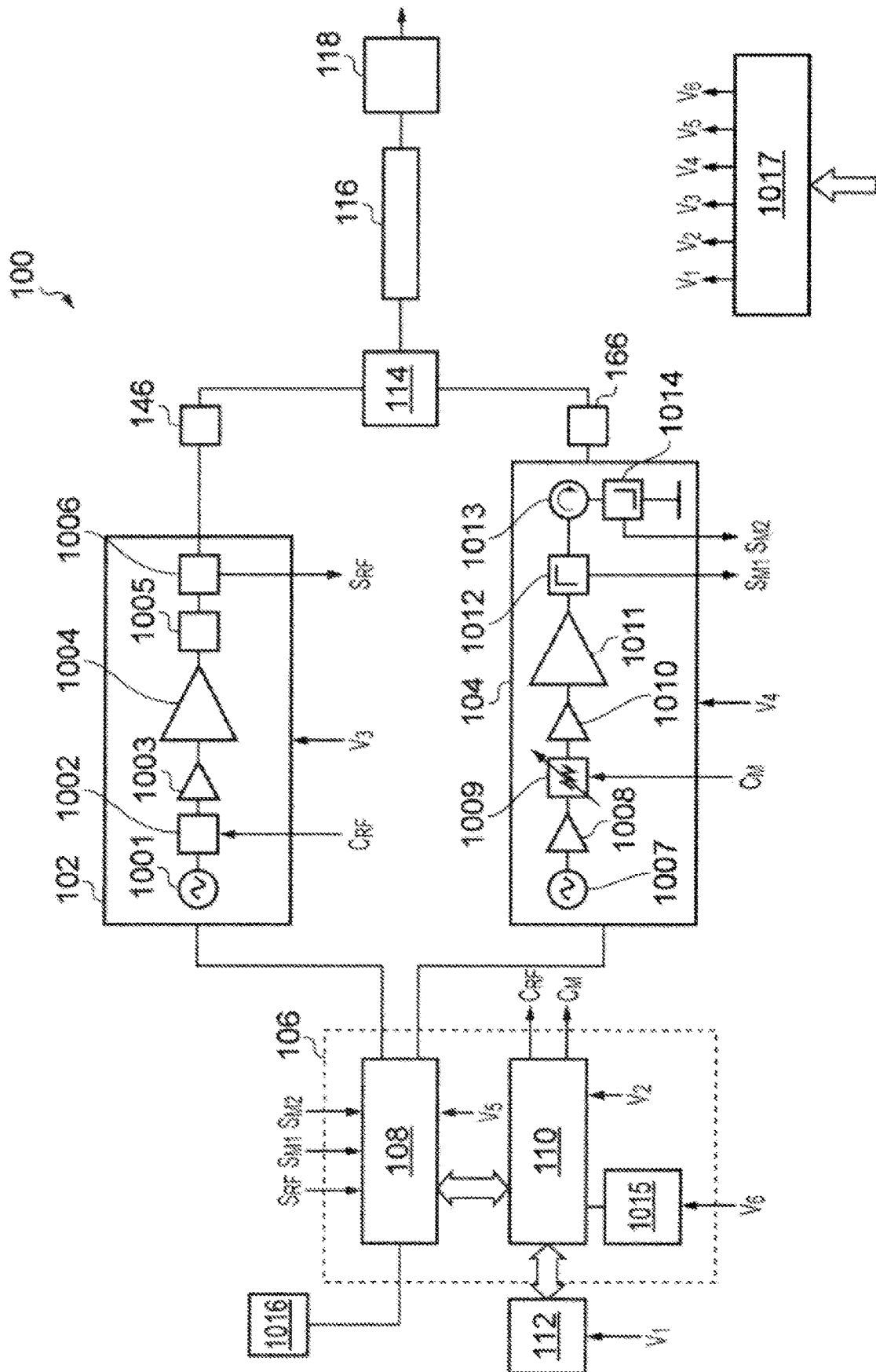


FIG. 1 (Técnica Anterior)

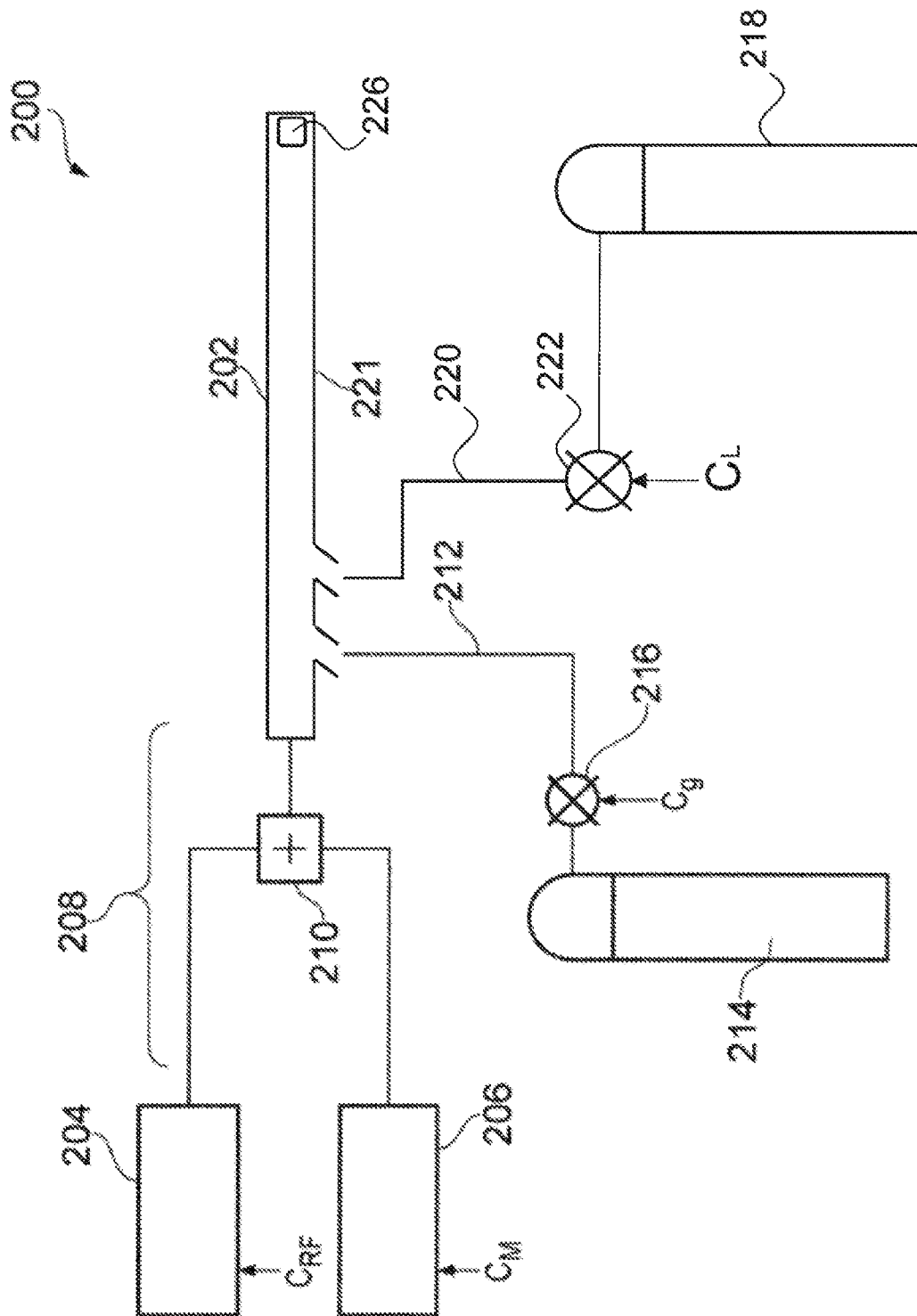


FIG. 2

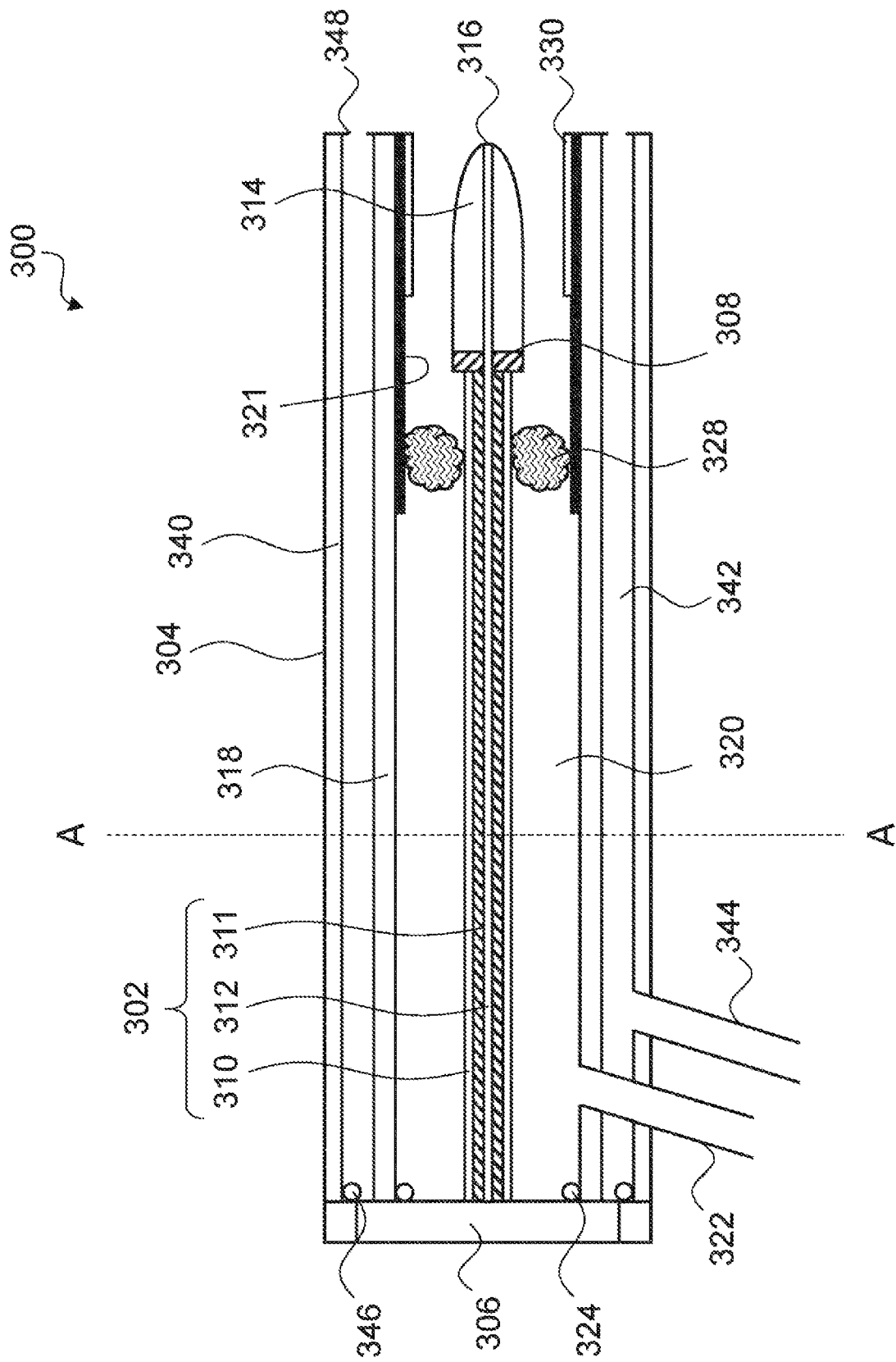


FIG. 3A

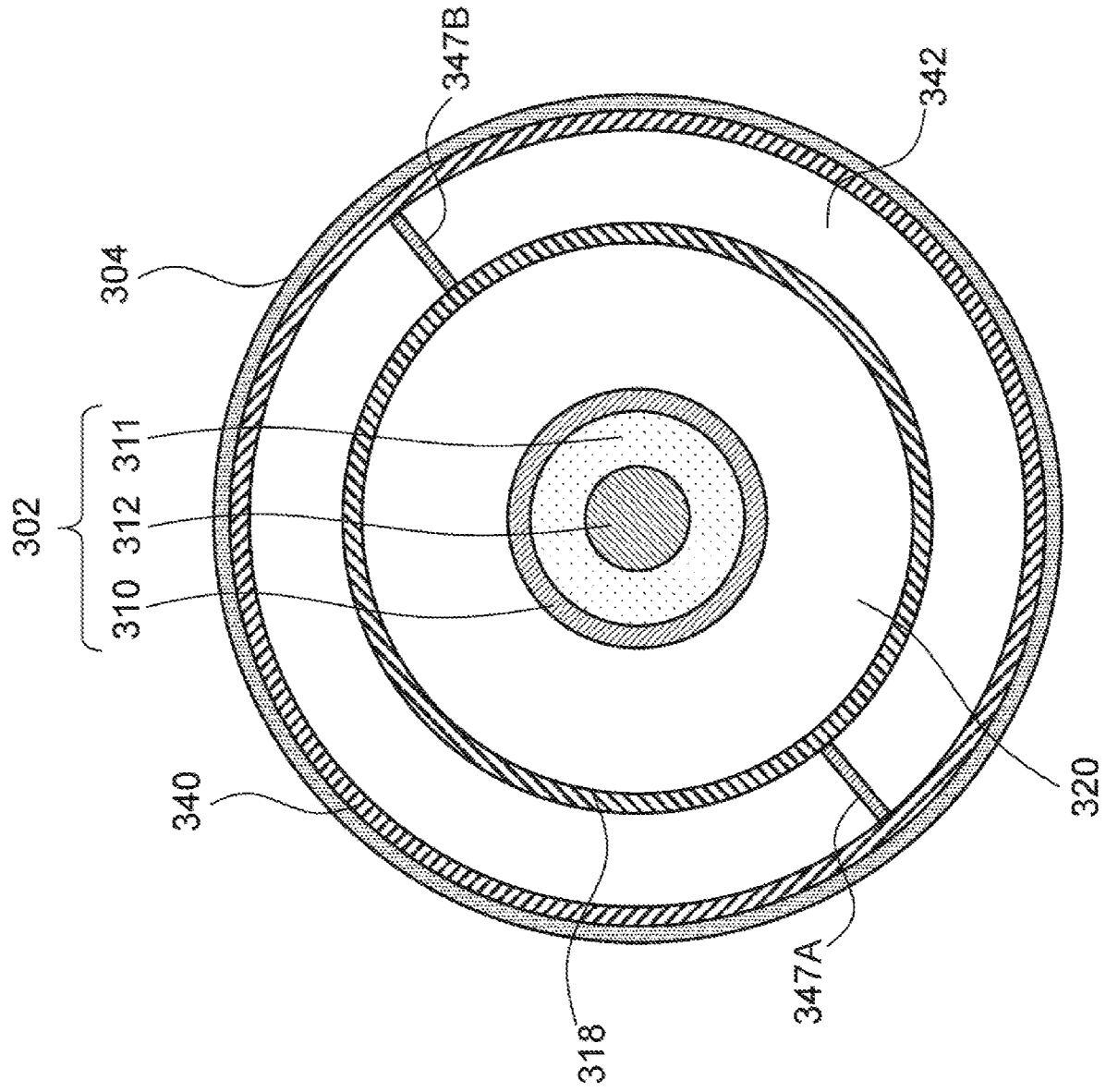


FIG. 3B

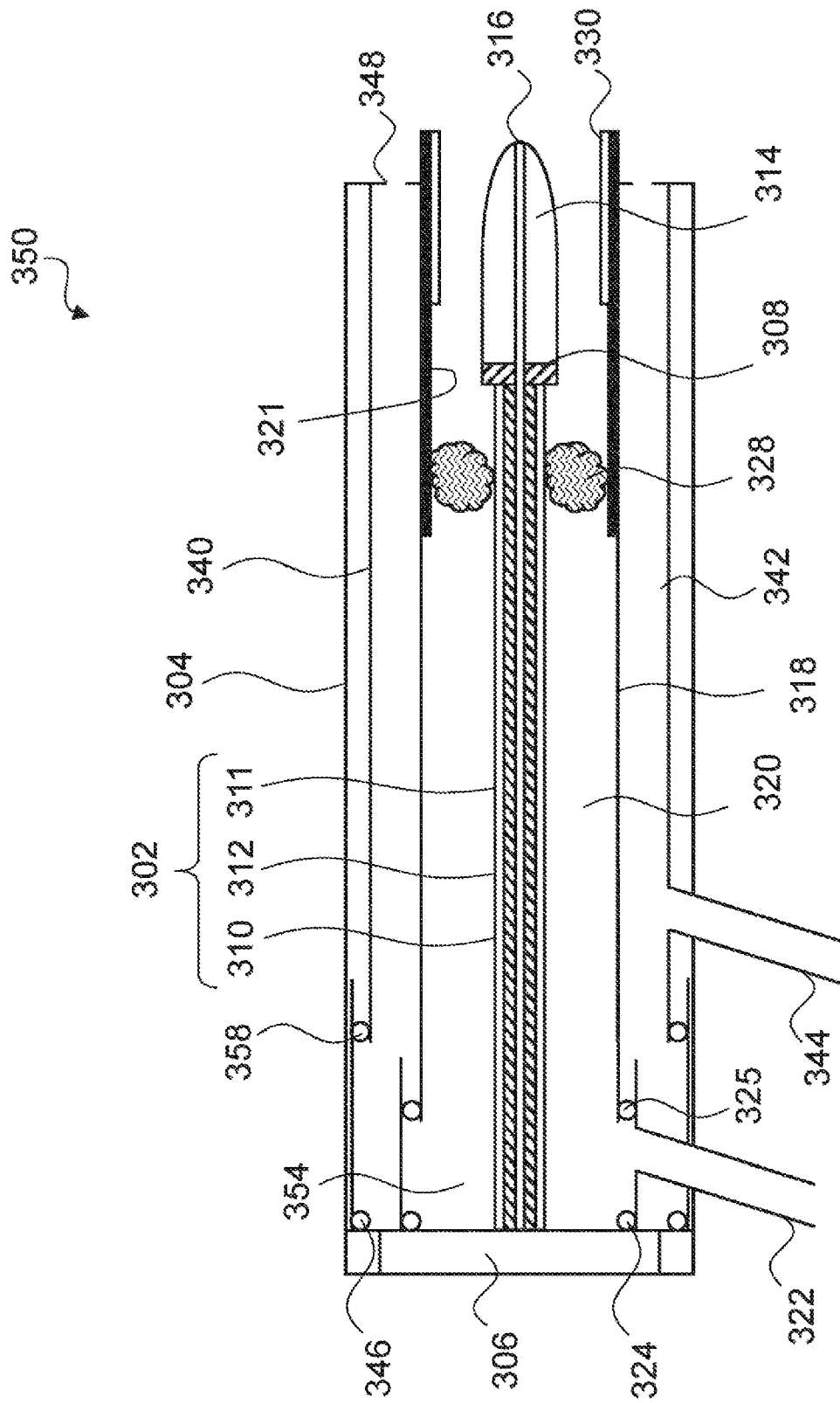


FIG. 4A

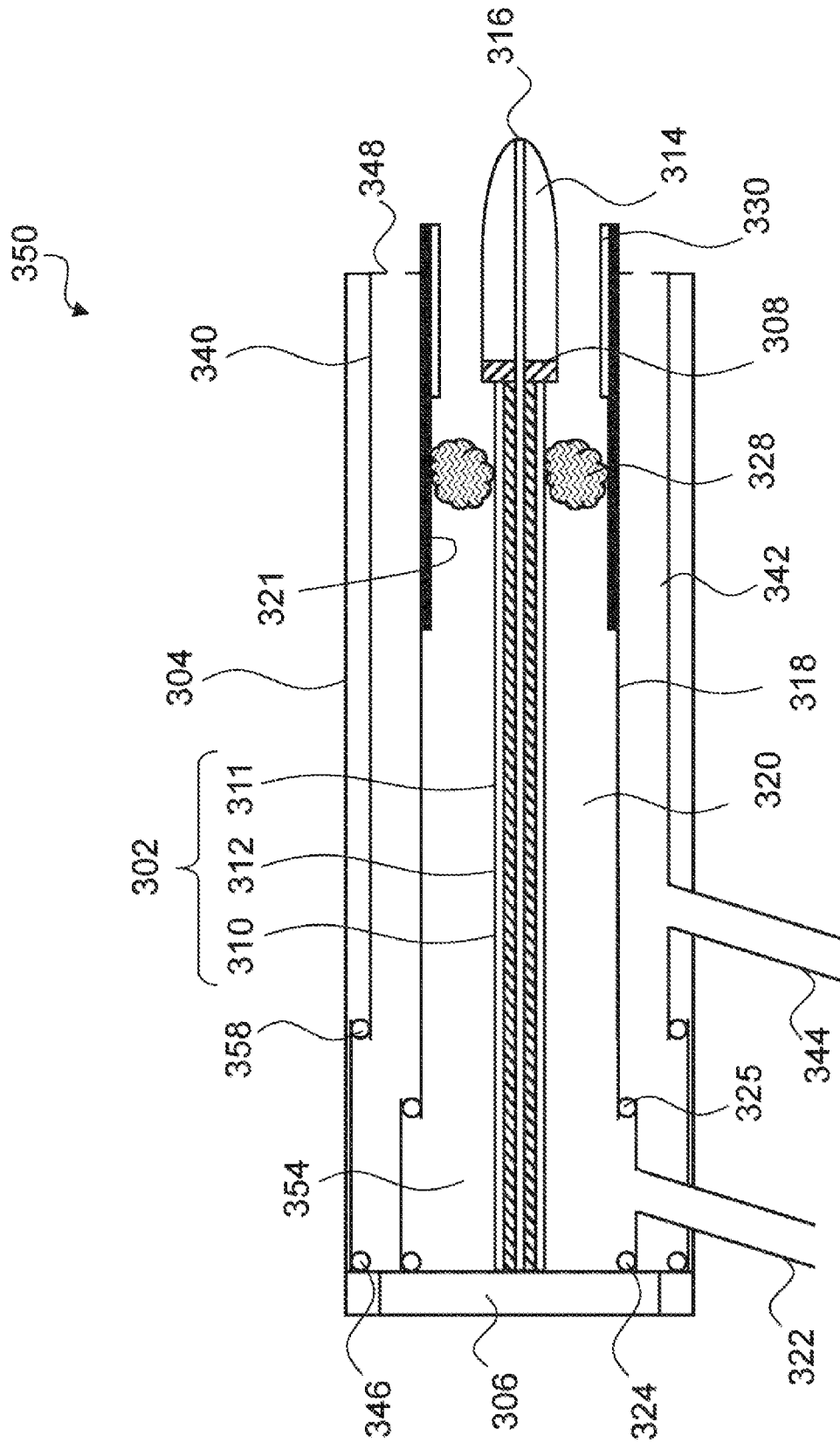


FIG. 4B

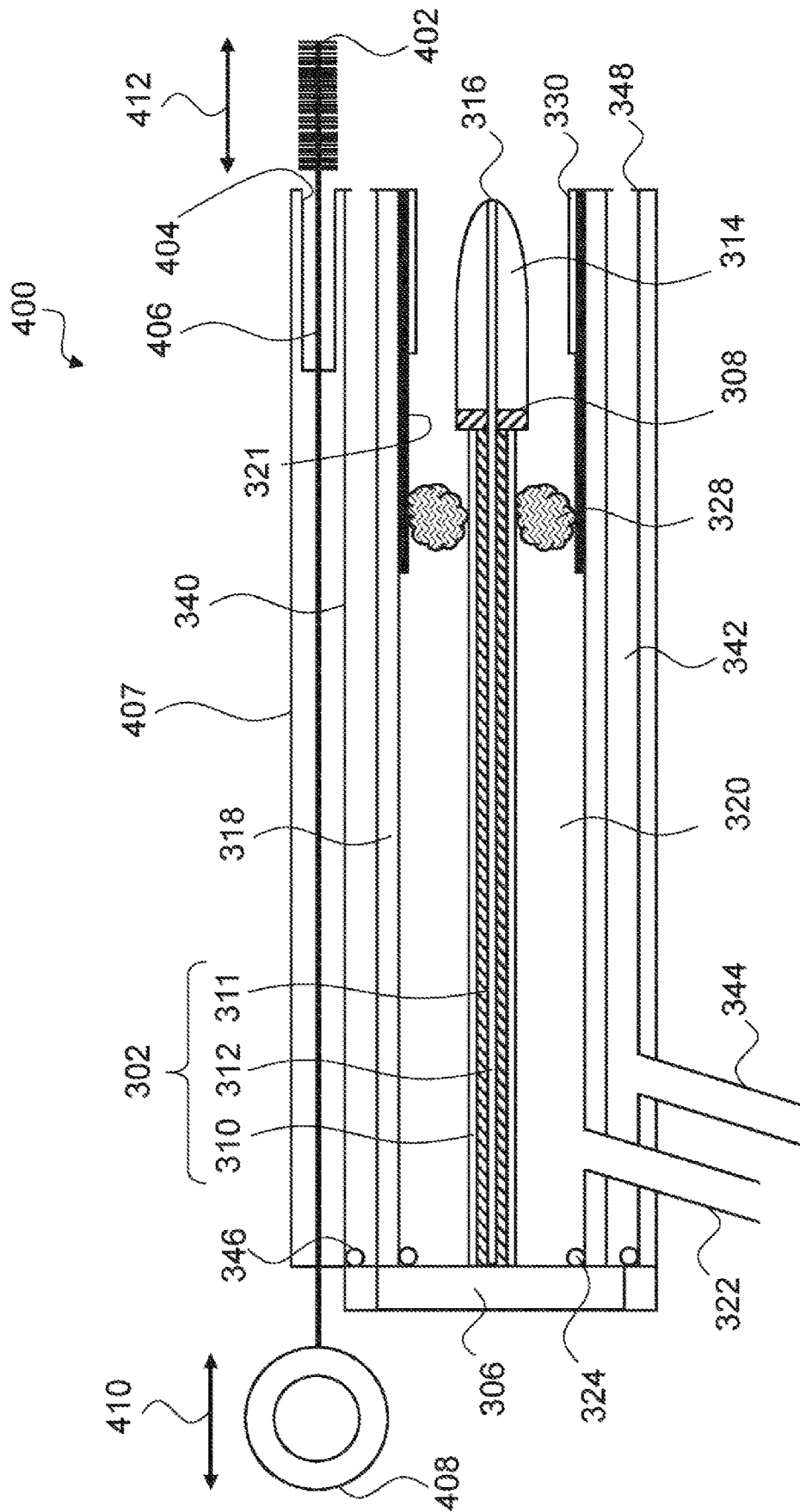


FIG. 5A

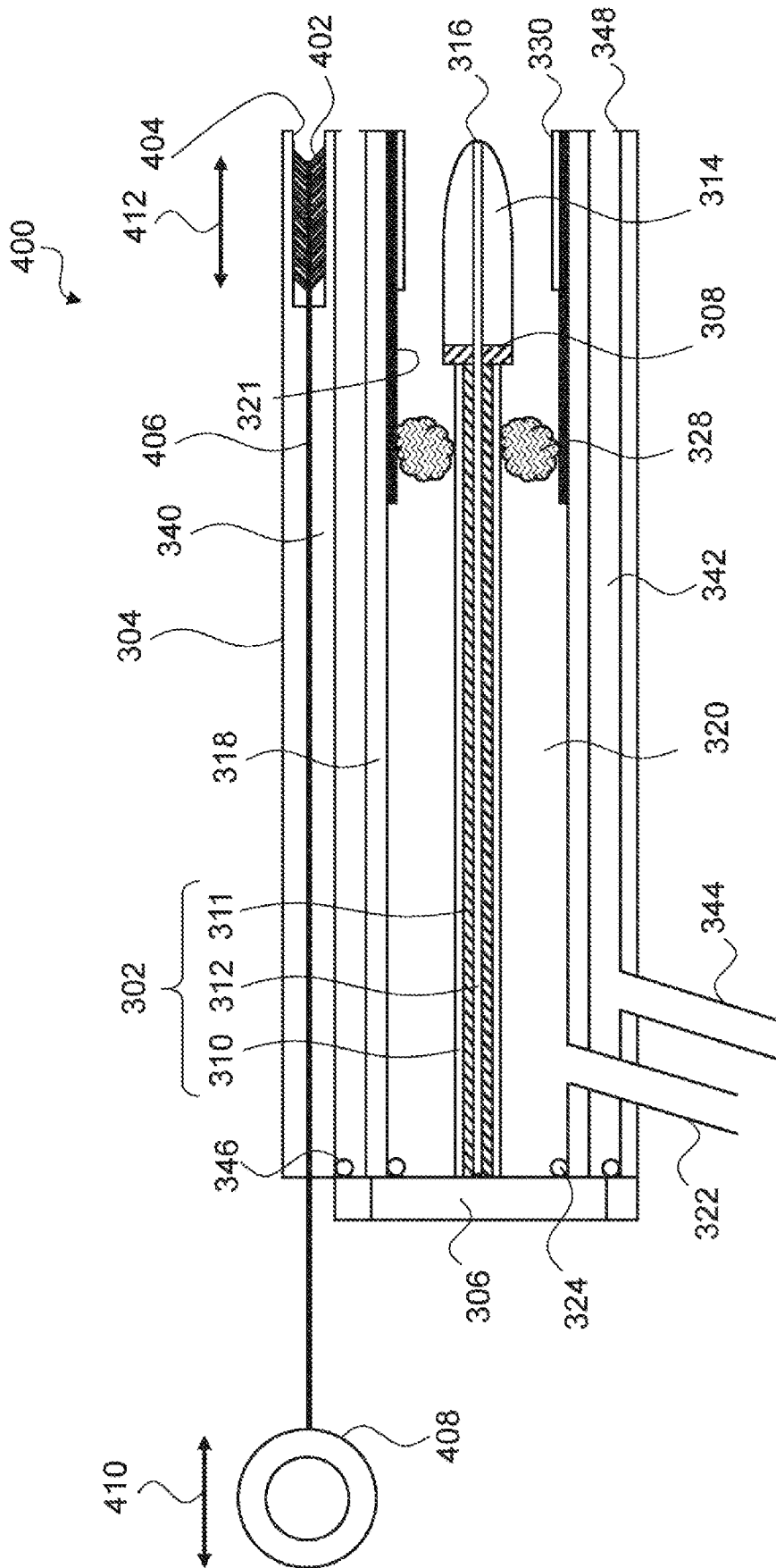


FIG. 5B