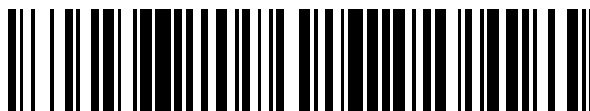


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 565 245**

51 Int. Cl.:

A61B 18/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.12.2008** **E 08864067 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.03.2016** **EP 2231046**

54 Título: **Aplicadores de plasma para procedimientos quirúrgicos por plasma**

30 Prioridad:

20.12.2007 DE 102007061482
17.01.2008 DE 102008004843

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
01.04.2016

73 Titular/es:

FARIN, GÜNTER (100.0%)
KAPELLENWEG 9
72070 TÜBINGEN, DE

72 Inventor/es:

FARIN, GÜNTER

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 565 245 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

Aplicadores de plasma para procedimientos quirúrgicos por plasma

5 La invención se refiere a aplicadores de plasma para la aplicación de la cirugía por plasma en la endoscopia, así como a sondas de plasma para la aplicación de procedimientos quirúrgicos por plasma en la endoscopia flexible. Por
 10 cirugía por plasma se entienden aquí procedimientos quirúrgicos de alta frecuencia, en los cuales, como se representa de forma esquemática en la figura 6, se aplica selectivamente corriente eléctrica alterna de alta frecuencia (corriente de AF, I_{AF}) por medio de un gas (plasma) ionizado y en consecuencia eléctricamente conductor,
 15 por ejemplo, plasma de argón, sobre o en tejido biológico que va a ser tratado (tejido diana A, B, C, D), con objeto de generar sobre o en el tejido diana efectos térmicos médicamente útiles, en particular el efecto de desvitalización (D), efecto de coagulación (C), efecto de desecación (B) y/o efecto de contracción (A), sin dañar no obstante, el tejido colateral (tejido colateral, G) más de lo inevitable y tolerable. La ionización del gas entre un electrodo de ionización (E) y el tejido diana se produce con una intensidad de campo eléctrico (F_e) suficientemente alta, correspondiente a la función $F_e = U_{AF} : d$. Para la ionización del argón a presión atmosférica se requieren unos 500 V/mm. La composición constructiva de diferentes aplicadores de plasma o de sondas de plasma (R) se describe abajo en detalle.

Los procedimientos quirúrgicos por plasma y los aplicadores de plasma, así como las instalaciones para su aplicación, no son nuevos. Desde hace ya más de 50 años se utiliza un procedimiento quirúrgico por plasma conocido bajo la designación fulguración o coagulación por spray, en particular para la hemostasis térmica en operaciones quirúrgicas. Aquí el plasma se genera exclusivamente en aire, es decir, se producen predominantemente plasmas de oxígeno y de nitrógeno. Es conocido que ambos plasmas son químicamente muy reactivos y generan en la superficie de los tejidos efectos de carbonización, efectos de pirólisis y en consecuencia también vaporización de tejidos y humo. Estos efectos secundarios no intencionados de la fulguración o de la coagulación por spray perturban o impiden la utilización de este procedimiento quirúrgico por plasma, en particular en las operaciones endoscópicas.

El documento US 4,060,088 tiene entre otros, como objeto, el evitar los efectos secundarios enumerados anteriormente de la fulguración o la coagulación por spray. Allí se sugiere sustituir el aire entre el electrodo activo y el tejido que va a tratarse por un gas o un gas noble químicamente inerte. Como gas noble se sugiere helio o argón, así como mezclas de ellos. Debido a su precio relativamente reducido, se utiliza hoy en día predominantemente sin embargo, argón y este procedimiento se denomina desde hace unos 20 años coagulación por plasma de argón (APC), con objeto de marcar una delimitación con la fulguración o la coagulación por plasma que tienen lugar en el aire. Una instalación que puede utilizarse clínicamente para ello fue sugerida en el documento US 4,781,175 y concretamente en exclusiva para la utilización en la cirugía abierta y en la endoscopia rígida para la hemostasis térmica.

Instalaciones y procedimientos adecuados para la APC fueron descritos por primera vez en 1994 por G. Farin y K. E. Grund (G. Farin, K. E. Grund: Technology of Argon Plasma Coagulation with Particular Regard to Endoscopic Applications. Endoscopic Surgery and Allied Technologies, N° 1 Volumen 2, 1994: 71-77; así como K.E. Grund, D. Storek, G- Farin: Endoscopic Argon Plasma Coagulation (APC): First Clinical Experiences in Flexible Endoscopy. Endoscopy Surgery and Allied Technologies, N1. 1 Volumen 2, 1194: 42-46). El espectro de utilización de la APC en la endoscopia flexible fue descrito con anterioridad (K.E. Grund, C. Zindel, G. Farin: Argonplasmakoagulation in der flexiblen Endoskopie: Bewertung eines neuen therapeutischen Verfahrens nach 1606 Anwendungen. Deutsche Medizinische Wochenschrift 122, 1977: 432-438) y pertenece hoy mundialmente al estándar, no solo en la endoscopia flexible.

Como se describe en las publicaciones arriba citadas, la coagulación por plasma de argón no solo fue utilizada para la coagulación de tejidos biológicos. Hoy en día, este procedimiento se utiliza en particular para la desvitalización térmica de tejido patológico y/o para la desecación y consiguiente contracción de vasos sanguíneos y sus tejidos colaterales con el objetivo de la hemostasis. Cada vez es más importante la utilización de este procedimiento para la desvitalización térmica de capas de tejido relativamente delgadas, como por ejemplo, de la mucosa del tracto gastrointestinal o del sistema traqueobronquial. Este procedimiento es también cada vez más importante para la esterilización térmica de superficies de tejido en operaciones transmurales, por ejemplo, en operaciones transgástricas, para evitar diseminación de gérmenes del estómago en la cavidad abdominal. Estas aplicaciones no se recogen adecuadamente por la designación coagulación por plasma de argón (APC). Ya que el objeto de esta invención no está solo limitado a la coagulación de tejido biológico ni tampoco solo al gas argón, a continuación, este procedimiento se denominará correspondientemente de manera más amplia "cirugía por plasma".

El amplio espectro de utilización de la cirugía por plasma exige hoy en día sin embargo, requisitos específicos de utilización diferenciados a las propiedades de las instalaciones requeridas para ello, en particular en relación con la reproducibilidad de los efectos térmicos pretendidos sobre o en los tejidos diana, así como con la evitación de efectos térmicos no pretendidos, tanto en el tejido diana como también en tejidos colaterales, como era el caso anteriormente en aplicaciones de la fulguración o de la coagulación por spray. Esto es válido particularmente en la aplicación de la cirugía por plasma en por ejemplo, órganos huecos de pared delgada del tracto gastrointestinal o del sistema traqueobronquial (véase para ello G. Farin, K. E. Grund: Principles of Electrosurgery, Laser, and Argon

Plasma Coagulation with Particular Regard to Colonoscopy. In: Colonoscopy; Principles and Practice, Edited by J. D. Wayne, D.K. Rex and C.B. Williams, Blackwell Publishing 2003: 393-409).

El espectro de diferentes aplicadores de plasma para aplicaciones médicas, en particular para la cirugía por plasma, así como para intervenciones controladas endoscópicamente, es muy amplio. En relación con el acceso al órgano diana o tejido diana que va a tratarse correspondientemente, los aplicadores de plasma disponibles hasta ahora pueden diferenciarse en aquellos que están configurados para la cirugía abierta, para la endoscopia rígida y para la endoscopia flexible. La construcción fundamental, así como la función de estos diferentes aplicadores de plasma, se conocen por ejemplo, de la publicación de G. Farin, K. E. Grund: Technology of Argon Plasma Coagulation with Particular Regard to Endoscopic Applications, Endoscopic Surgery and Allied Technologies, editorial Thieme, Stuttgart, Nº 1, Volumen 2, 1994: 71-77.

Una disposición para la cirugía por plasma, y concretamente para intervenciones controladas endoscópicamente, se representa en la Figura 7. Una disposición de este tipo comprende usualmente un generador de alta frecuencia 1 quirúrgico, que por un lado está conectado a un electrodo neutro 2 y por otro lado a un instrumento quirúrgico, en este caso una sonda 10 (o sea, a su electrodo de descarga no mostrado). La sonda 10 está dentro de uno de los canales de trabajo 6 del endoscopio 5. A un lumen de la sonda 10 se le suministra Argón (u otro gas noble) desde una fuente de gas noble 7. El electrodo neutro 2 se coloca cubriendo una gran superficie sobre un paciente y queda unido de esta manera con su tejido biológico 3. De esta forma el operador puede tratar un tejido diana 4 por medio de un plasma de argón, para conseguir allí los efectos deseados, que ya fueron descritos mediante la figura 6.

Los generadores de AF disponibles para la cirugía por plasma pueden diferenciarse en relación con su resistencia interna. Los generadores de AF con alta resistencia interna se adecuan particularmente para el tratamiento de lesiones superficiales, en las cuales es conveniente una pequeña profundidad de penetración de los efectos térmicos. Los generadores de AF con pequeña resistencia interna se adecuan particularmente para el tratamiento de lesiones masivas, en las cuales es conveniente una gran profundidad de penetración de los efectos térmicos. En el documento DE 198 39 826 se describe un generador de AF cuya resistencia interna puede ajustarse entre alta y baja.

El tratamiento de lesiones superficiales, en las cuales es conveniente una pequeña profundidad de penetración de los efectos térmicos o incluso condición, es problemático con generadores de AF con resistencia interna baja y aplicadores de plasma conocidos, en cuanto que la profundidad de penetración de los efectos térmicos debe controlarse principalmente por medio de la duración de la aplicación, o sea por parte del operador. Ya que la velocidad de penetración de los efectos térmicos durante el comienzo de la aplicación por plasma es relativamente rápida y con el tiempo va decreciendo, haciéndose más lenta hasta llegar a la profundidad de penetración máxima alcanzable, una profundidad de penetración reducida y uniforme de los efectos térmicos en lesiones planas, es difícil o incluso no realizable. La velocidad de penetración de los efectos térmicos si bien es cierto que puede ser influida, concretamente por medio de la variación de la potencia o de la corriente de AF que circula por el plasma, esto se realiza, considerando el alto voltaje de AF requerido para la ionización del gas, por medio de la modulación pulsada del voltaje de AF o de la corriente de AF, en el caso de generadores de AF conocidos. La modulación del pulso sin embargo, puede perturbar señales de video de videoendoscopios y causar irritaciones neuromusculares, lo último en particular en el caso de frecuencias de modulación por debajo de 1 kHz. Otro problema en la utilización de generadores de AF con resistencia interna baja para el tratamiento de lesiones superficiales, son la muy alta temperatura del plasma como consecuencia por un lado del alto voltaje de AF requerido para ionizar y por otro lado de la reducida resistencia interna del generador de AF, así como de la reducida resistencia eléctrica del tramo de plasma, por lo que en el tramo de plasma pueden generarse una densidad de corriente de AF muy alta y como consecuencia una temperatura tan alta, que pueden producirse los efectos de carbonización y pirolisis perturbadores en el caso de esta utilización.

Los generadores de AF con resistencia interna alta no son adecuados para operaciones o intervenciones endoscópicas, o no son utilizables en absoluto, ya que el alto voltaje de AF entre el electrodo de ionización y el tejido diana requerido para la ionización del gas, como consecuencia de la denominada capacidad de dispersión entre el conducto de AF activo y el conducto de AF neutro, solo puede transmitirse de manera insuficiente o nada en absoluto desde el generador de AF al electrodo de ionización. Esto es conocido en particular en el caso de la endoscopia flexible.

Hasta el momento, los generadores de AF según el documento DE 198 39 826 no están disponibles.

Los documentos EP 1 148 770 A2 y US 6 958 063 B1 describen un aplicador de plasma para procedimientos quirúrgicos por plasma, que a este respecto trabaja con otro principio que el del aplicador de plasma según la invención, ya que no se utiliza ningún electrodo neutro previsto en la forma habitual. El generador de AF allí previsto debe ser un transmisor resonante, en el que la corriente de AF fluye como "corriente de desplazamiento dieléctrica desde la superficie del paciente hacia la tierra". Por medio de esto debe generarse una formación de costra con un equipo de haz de plasma frío quirúrgico, que se desarrolle en la medida de lo posible sin productos de carbonización o quemado debido a inclusiones del oxígeno.

Para resolver esta tarea se sugiere en la publicación prever en el mango del aparato un condensador en serie con el circuito. Este condensador se fija en su lugar de colocación. También en el caso, de que se proporcione por ejemplo, una conducción entre el mango y el electrodo, el condensador permanece en el mango, según la propuesta de esta publicación.

Partiendo del estado de la técnica mencionado anteriormente, la invención tiene como tarea el mostrar un instrumento electroquirúrgico del tipo mencionado en la introducción, tal, que con un esfuerzo reducido y sin embargo con gran seguridad, se pueda alcanzar una profundidad de penetración lo suficientemente reducida.

Esta tarea se resuelve por medio de un aplicador de plasma según la reivindicación 1. El aplicador de plasma comprende una sonda configurada en forma de tubo o de tubo flexible, prevista para la introducción en un canal de trabajo de un endoscopio flexible.

La tarea se logra en particular por medio de un aplicador de plasma para la transmisión de energía eléctrica desde un generador de AF electroquirúrgico por medio de un cable de conexión y un electrodo conectado en su extremo distal y además, a través de un recorrido de corriente de gas ionizado a un tejido diana biológico, disponiéndose entre el extremo distal del cable de conexión y el electrodo un elemento de resistencia con una impedancia predeterminada, el cual está dimensionado de manera que tras la ionización del gas se asegura un límite de una corriente de tratamiento.

Un punto fundamental de la invención es por tanto que la totalidad de la disposición, consistente en el generador de AF y en todos los cables hasta el electrodo, se considera como "generador conjunto", cuya resistencia interna se determina entonces por medio del elemento de resistencia. Este elemento de resistencia puede elegirse ahora en correspondencia con los requisitos sobre la profundidad de penetración que quiere conseguirse o se pueden proporcionar diferentes instrumentos para diferentes profundidades de penetración. El tiempo de tratamiento continúa desempeñando naturalmente un papel importante, sin embargo, se reduce precisamente la fase crítica, es decir el momento corto tras el "encendido" del arco eléctrico, durante el cual puede fluir una corriente muy alta.

El elemento de resistencia puede ser una resistencia óhmica, que asegure el límite de corriente deseado. Preferiblemente sin embargo, el elemento de resistencia se configura como capacidad o comprende una capacidad tal, que presenta la estabilidad de voltaje necesaria en este caso. La gran ventaja en este caso está en que esta capacidad forma un paso alto, de modo que las proporciones de frecuencia baja de la corriente son atenuadas. Esto conduce por su parte a una reducción sustancial de perturbaciones de los sistemas de video (como se utilizan hoy en día normalmente en endoscopios) y a la evitación de irritaciones neuromusculares, como pueden darse debido a frecuencias bajas.

En el caso de aplicadores de plasma lo suficientemente grandes, la resistencia capacitiva puede realizarse por medio de componentes comerciales, por ejemplo, condensadores cerámicos resistentes al alto voltaje. En el caso de los aplicadores por plasma de la invención, que se utilizan a través de canales del instrumento estrechos de endoscopios flexibles (como se describe en relación con la Figura 7), como por ejemplo, los aplicadores de plasma o las denominadas sondas de coagulación por plasma de argón (sondas APC), por ejemplo, en correspondencia con el documento DE 198 20 240 o DE 101 29 699 o EP 1 397 082, que tienen un diámetro exterior de solo 2 a 3,5 mm, estas resistencias capacitivas deben desarrollarse no obstante, especialmente para estos aplicadores de plasma o realizarse constructivamente por medio de un diseño adecuado del extremo distal de las sondas APC.

Ya que estas sondas denominadas hasta ahora APC pueden utilizarse naturalmente no solo con argón y tampoco solo para la coagulación, sino también con otros gases o mezclas de gases, para otros efectos térmicos, y dado el caso también en otros ámbitos técnicos, estos aplicadores de plasma se denominan en lo sucesivo de forma general sondas de plasma (sondas P).

En una forma de realización preferida, el elemento de resistencia comprende una sección parcial del cable de conexión dispuesto en la sonda y/o del electrodo. Se utilizan por tanto secciones de estos componentes, o bien para formar una resistencia óhmica o (dado el caso adicionalmente) para formar una capacidad. Esto puede suceder por ejemplo, debido a que el elemento de resistencia está formado él mismo mediante secciones del cable de conexión aislados eléctricamente entre sí, guiados en paralelo o retorcidos, o colocados de forma coaxial y/o mediante un cable al electrodo y/o del electrodo. Una construcción de este tipo es relativamente sencilla. En este caso debería tenerse en cuenta también, que no surjan inductancias, lo que puede suceder por ejemplo, al utilizar disposiciones de cable de dos hilos.

Preferiblemente el elemento de resistencia presenta una capacidad de 10 pF hasta aproximadamente 1.000 pF. Estos son rangos de capacidad, que en el caso de las frecuencias utilizadas normalmente en la cirugía de alta frecuencia, conducen a corrientes, las cuales aseguran la profundidad de penetración deseada relativamente baja.

El dieléctrico utilizado para la conformación de la capacidad debería presentar una constante dieléctrica lo más alta posible. Para esto no solo son adecuados los materiales plásticos, sino sobre todo también, el material cerámico,

que se introduce como aislamiento y/o como dieléctrico. Este puede ser un material cerámico rígido pero también un material cerámico en forma de polvo (cuando se requiere una flexibilidad más alta).

Todos los puntos anteriores son válidos también para aquellas disposiciones electroquirúrgicas en las que no se utiliza ningún "gas inerte". Sin embargo, se trabaja preferiblemente con un gas inerte, un gas noble (en particular argón). El electrodo se encuentra en la sonda y está posicionado de tal forma, que puede suministrarse un gas noble, en particular argón, como gas a ionizar a un espacio entre el electrodo y el tejido diana. Las ventajas que resultan de esto ya fueron descritas anteriormente.

A continuación, la invención se explica con más detalle mediante dibujos. Aquí muestran

- La Figura 1 una representación esquemática de una forma de realización del instrumento electroquirúrgico,
- las Figuras 2 a 5 representaciones esquematizadas de elementos de resistencia configurados como elementos capacitivos y los correspondientes electrodos,
- la Figura 6 la representación indicada inicialmente para explicar los procesos en la coagulación por plasma de argón, y
- la Figura 7 una disposición completa para el tratamiento endoscópico de tejidos mediante APC.

En la siguiente descripción se utilizan para objetos iguales y que actúan igual, los mismos signos de referencia.

En la Figura 1 se muestra una disposición de manera muy esquematizada, que en principio se corresponde con la de la Figura 7. El endoscopio mostrado en la Figura 7 no puede verse en esta disposición.

Como se muestra en la Figura 1, se prevé un generador de alta frecuencia, que presenta una fuente de tensión con un voltaje U_0 , y una resistencia interna 8 con un valor de resistencia R_i . Con esto existe, en el caso de una corriente de salida I_{AF1} en la salida del generador 1, un voltaje U_1

$$U_1 = U_0 - R_i \cdot I_{AF1}$$

en los terminales de salida del generador 1. El generador está unido por medio de un cable 11 con un cable de sonda 12, que está colocado dentro de un tubo flexible de la sonda 10. El cable de sonda 12 está unido en su extremo distal por medio de un elemento de resistencia 20 y un cable de electrodo 24 con un electrodo 13. A través del tubo flexible de la sonda 10 se conduce gas argón Ar, de manera que se llena un espacio entre el extremo distal de la sonda 10 y el tejido biológico 3 con gas argón, normalmente por lo tanto, se expulsa el aire que se encuentra allí. Cuando el voltaje entre la punta del electrodo 13 y el tejido biológico 3 es lo suficientemente alto, el gas (argón) se ioniza en este espacio entre el electrodo 13 y el tejido biológico 3, de manera que se forma un arco eléctrico 14. Entonces fluye una corriente I_{AF4} a través del tejido diana 4 y del tejido biológico 3 hacia el electrodo neutro 2.

El cable 11 se configura normalmente como cable monopolar. Además de ello, el electrodo neutro 2 se encuentra en voltaje de entorno (al igual que eventualmente un endoscopio previsto), de manera que se conforma una capacidad parásita 15 relativamente alta entre el cable 11, así como una capacidad parásita 16 entre el cable de la sonda 12 y el entorno. A través de estas capacidades parásitas 15 y 16 fluyen corrientes I_{AF2} o I_{AF3} . Mediante esta capacidad parásita, ya cae antes del encendido de un arco eléctrico 14, el voltaje (U_z), que se requiere entre el electrodo 13 y el tejido diana 4 para el encendido del plasma:

$$U_z = U_0 - R_i (I_{AF2} + I_{AF3})$$

Para asegurar ahora el encendido del plasma 14 en caso de una separación lo más grande posible entre el electrodo 13 y el tejido diana 4, es ventajoso cuando la magnitud R_i de la resistencia interna 8 es reducida. Por otro lado, en este caso, fluiría al encenderse el arco eléctrico 14, que tiene una resistencia muy baja, así como debido al hecho de que la resistencia entre el tejido diana 4 y el electrodo neutro 2 es de igual manera relativamente reducida, una corriente muy alta I_{AF4} , de manera que en poco tiempo el tejido diana 4 será influido hasta una profundidad relativamente grande. Debido a que la resistencia 20 está colocada ahora entre el extremo distal del cable (disipativo) 11, 12 y el electrodo 13, se generará, incluso en el caso de un voltaje de encendido alto disponible en el electrodo 13, una caída de tensión alta tras el encendido del arco eléctrico 14, de forma que la corriente I_{AF} puede limitarse. Tal limitación de la corriente solo es posible en este punto por medio de un elemento de resistencia 20. Debe subrayarse aquí sin embargo, que el elemento de resistencia 20 no tiene que ser en ningún caso un elemento de resistencia limitado localmente. Este elemento de resistencia 20 puede extenderse de formas diferentes a lo largo de una cierta longitud hasta la punta del electrodo 13.

A continuación, se explican diferentes formas de realización del elemento de resistencia mediante las Figuras 2-5.

En la forma de realización mostrada en la Figura 2, se muestra un extremo distal del cable de sonda 12, que presenta un hilo de cable de sonda 21, que está aislado por medio de un material aislante 22. En paralelo con respecto a este extremo distal del cable de sonda 12 se dispone el cable de electrodo 24, que está unido con el

electrodo 13 y provisto de un aislamiento 22'. Por medio de esta conducción en paralelo de ambos cables 12/24 se crea una capacidad que actúa como elemento de resistencia 20.

5 La forma de realización mostrada en la Figura 3 se diferencia de la de la Figura 2 debido a que tanto el extremo distal del hilo del cable de sonda 21, como también el extremo del cable de electrodo 24 están colocados en un material aislante 22 común.

10 Además de ello, el cable de electrodo 24 está configurado de forma bifilar, de modo que se compensan eventuales inductancias del cable que surjan. Justo en tal caso es apropiado como material aislante un material cerámico (configurado como cerámica maciza o en forma de polvo), para conseguir una capacidad lo más alta posible en caso de una forma constructiva pequeña de la disposición.

15 En la forma de realización mostrada en la Figura 4, se aumenta la capacidad debido a que el cable de electrodo 24 está enrollado alrededor del extremo del cable de sonda 12. Aquí también puede elegirse de nuevo una disposición bifilar para evitar inductancias.

20 En la disposición mostrada en la Figura 5, el cable del electrodo 24 está configurado como casquillo, el cual rodea el extremo distal del cable de sonda 12 y forma así con ésta una capacidad. En este caso el electrodo está unido por un punto de unión 25 con el cable del electrodo 24 en forma de casquillo, de manera eléctricamente conductora. El dimensionado puede producirse de manera parecida al de la Figura 4, de forma que el gas de argón suministrado no fluya ya a través del cable del electrodo 24 en forma de casquillo, sino pasando por fuera del mismo, hacia el tubo flexible 9 de la sonda 10.

25 En todas las disposiciones es importante un aislamiento correspondiente, de manera que no se produzca ninguna descarga entre los elementos formados por cables. Además de ello, también es posible alojar los cables en una pared del tubo flexible 9, que forma el conducto de gas de la sonda 10. Aquí debe notarse también, que el canal de trabajo 6 del endoscopio 5 puede utilizarse también como conducto de gas, como se describe por ejemplo, en el documento EP 0 954 246 A1.

30 Los parámetros físicos, que determinan la capacidad entre los cables, se describen detalladamente en la literatura especializada en cuestión y son conocidos por el experto medio.

35 La disposición y la forma de la abertura para la salida del gas pueden no estar alineadas obviamente solo en dirección axial, como se muestra en los ejemplos de realización, sino también dispuestas de otra forma, como se representa a modo de ejemplo, en los documentos DE 198 20 240 A1 o DE 101 29 699 A1.

40 La limitación de la amplitud de la corriente de AF que fluye a través del plasma no sirve solo para la limitación controlada de la profundidad de penetración de los efectos térmicos en el tejido diana, sino que tiene además varias otras ventajas, como por ejemplo la evitación de temperaturas demasiado altas del plasma y por medio de esto la evitación de la carbonización o incluso de la pirólisis del tejido diana, la evitación de sobrecargas térmicas del extremo distal de la sonda de plasma, en particular, cuando el plasma entra en contacto directo con el material plástico, como por ejemplo, en el caso de sondas de plasma en correspondencia con el documento DE 101 29 699, y además, la posibilidad de evitar perturbaciones de sistemas de video e irritaciones neuromusculares. Las irritaciones neuromusculares se evitan en el caso de la utilización de sondas de plasma según la invención por medio de la resistencia capacitiva antes del electrodo de ionización, al impedir esta resistencia capacitiva particularmente corrientes de baja frecuencia.

Lista de referencias

- 50 1 Generador de AF
2 Electrodo neutro
3 Tejido biológico
4 Tejido diana
5 Endoscopio
6 Canal de trabajo
55 7 Fuente de gas noble
8 Resistencia interna
9 Tubo flexible
10 Sonda
11 Cable
60 12 Cable de sonda
13 Electrodo
14 Arco eléctrico
15 Capacidad parásita
16 Capacidad parásita
65 20 Elemento de resistencia
21 Hilo de cable de sonda

- 22 Aislamiento
- 24 Cable de electrodo
- 25 Punto de unión

REIVINDICACIONES

1. Aplicador de plasma con:

5 una sonda (10);
un cable de conexión (11) y un cable de sonda (12);
un electrodo (13);
un elemento de resistencia (20) con una impedancia predeterminada donde la sonda (10) está configurada en
10 forma de tubo o de tubo flexible y proporcionándose para la introducción en un canal de trabajo (6) de un
endoscopio (5) flexible, transmitiéndose la energía eléctrica de un generador de AF (1) electroquirúrgico a
través del cable de conexión y de sonda (11, 12) al elemento de resistencia (20) y al electrodo (13) y también
por un tramo o arco eléctrico (14) de gas ionizado a un tejido diana (4) biológico y por un electrodo neutro (2)
de nuevo al generador de AF (1) electroquirúrgico,

15 **caracterizado por que,**

el cable de sonda (12), el elemento de resistencia (20) y el electrodo (13) están colocados dentro de la sonda
(10), por lo que el electrodo (13) está colocado en el extremo distal de la sonda (10), donde el elemento de
resistencia (20) está colocado entre el extremo distal del cable de sonda (12) y el electrodo (13) y está
20 dimensionado de forma que tras la ionización del gas se asegura una limitación de una corriente de
tratamiento por medio de la generación de una caída de tensión en el elemento de resistencia (20).

2. Aplicador de plasma según la reivindicación 1,

25 **caracterizado por que**
el elemento de resistencia (20) incorpora una capacidad.

3. Aplicador de plasma según una de las reivindicaciones anteriores,

30 **caracterizado por que**
el elemento de resistencia (20) está construido como resistencia o condensador.

4. Aplicador de plasma según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que**
el elemento de resistencia (20) incorpora una sección parcial del cable de la sonda (12) y/o del electrodo (13).

5. Aplicador de plasma según la reivindicación 4,

35 **caracterizado por que**
el elemento de resistencia (20) está conformado por medio de secciones parciales del cable de sonda (12) guiadas
en paralelo o retorcidas o dispuestas coaxialmente y un cable (24) hacia el electrodo (13) y/o el electrodo (13)
mismo.

6. Aplicador de plasma según la reivindicación 5,

40 **caracterizado por que**
las secciones parciales presentan una inductividad reducida, por lo que en particular están configuradas como
disposiciones bifilares.

7. Aplicador de plasma según una de las reivindicaciones anteriores,

45 **caracterizado por que**
el elemento de resistencia comprende una capacidad de 10 pF a 1.000 pF.

8. Aplicador de plasma según una de las reivindicaciones anteriores,

50 **caracterizado por que**
el elemento de resistencia (20) comprende un material cerámico como aislamiento y/o dieléctrico.

9. Aplicador de plasma según una de las reivindicaciones anteriores,

55 **caracterizado por que**
el electrodo (13) está colocado dentro de la sonda (10) de tal manera, que un gas noble, en particular argón, puede
suministrarse como gas a ionizar a un espacio entre el electrodo (13) y el tejido diana (4).

10. Aplicador de plasma según la reivindicación 8,

60 **caracterizado por que**
el material cerámico presenta forma de polvo.

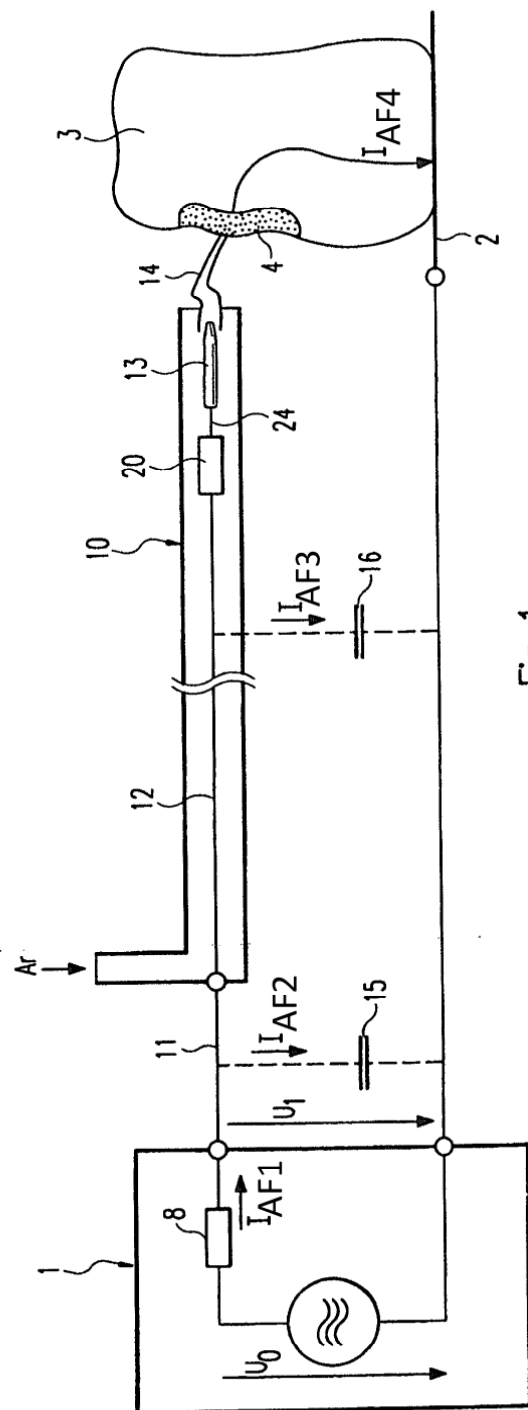
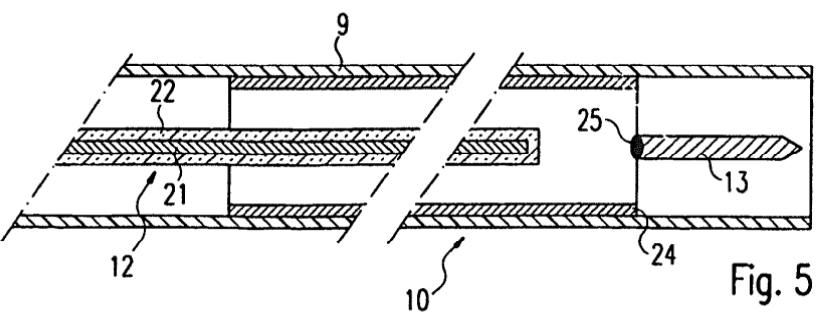
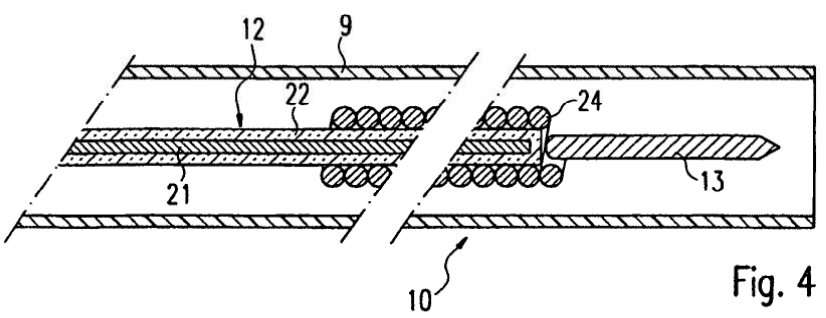
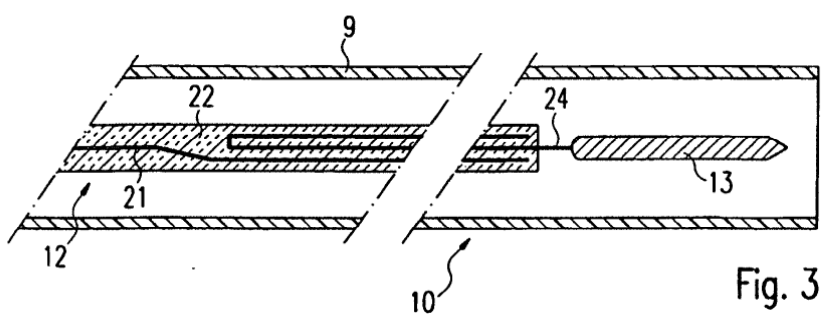
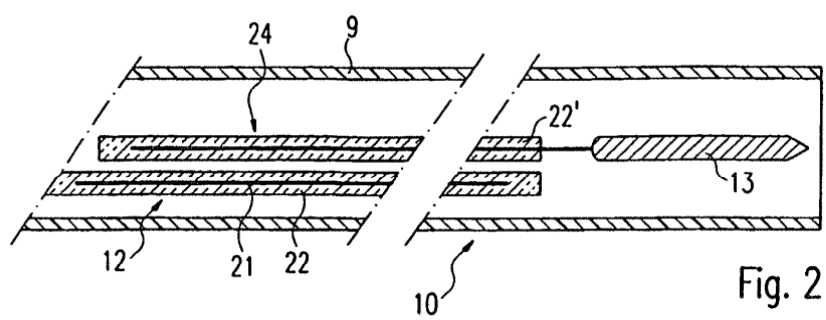


Fig. 1



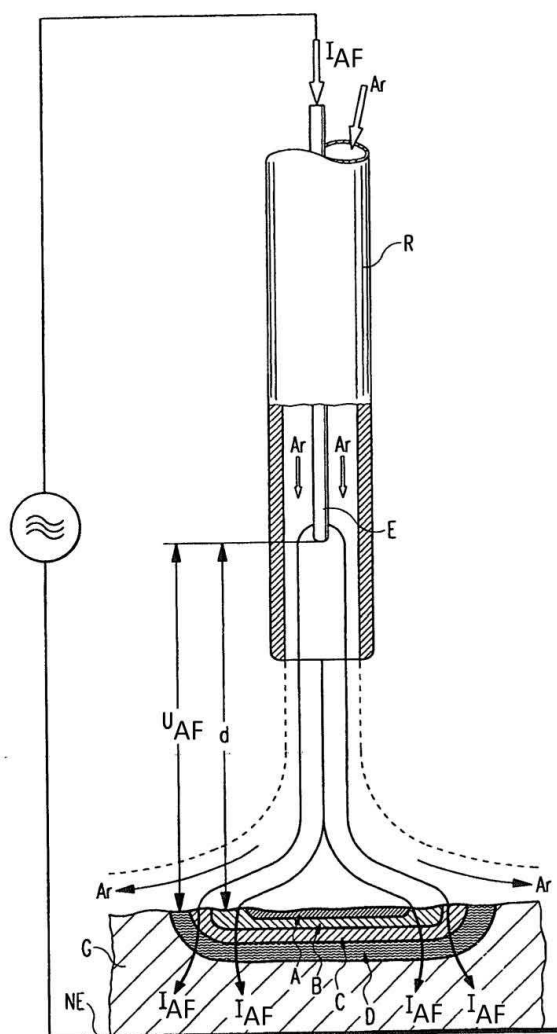


Fig. 6
ESTADO DE LA TÉCNICA

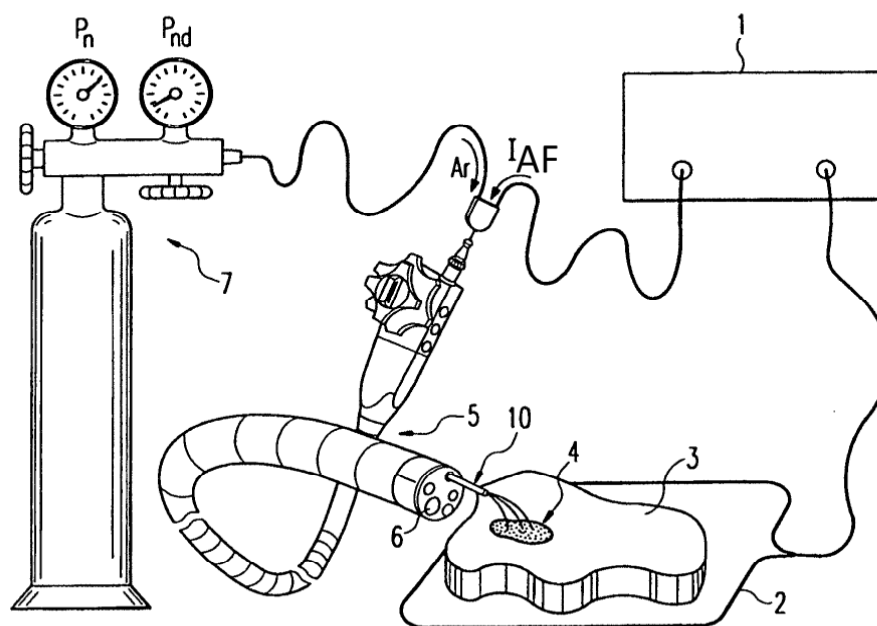


Fig. 7

ESTADO DE LA TÉCNICA