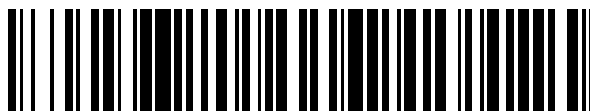


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 542 313**

51 Int. Cl.:

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.09.2010** **E 10751676 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2015** **EP 2477563**

54 Título: **Sistema quirúrgico combinado de ultrasonidos y HF**

30 Prioridad:

15.09.2009 DE 102009041329

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

04.08.2015

73 Titular/es:

OLYMPUS WINTER & IBE GMBH (100.0%)
Kuehnstrasse 61
22045 Hamburg, DE

72 Inventor/es:

KERSTEN, LUTZ;
STRAUSS, TIMO;
SCHIDDEL, STEFAN y
FISCHER, UWE

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 542 313 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

Sistema quirúrgico combinado de ultrasonidos y HF

La invención se refiere a un sistema quirúrgico combinado de ultrasonidos y HF (alta frecuencia), que incluye al menos un generador de ultrasonidos que suministra operativamente una señal de excitación a través de la cual un convertidor de ultrasonidos puede generar una vibración de ultrasonidos, al menos un generador de HF que genera de forma operativa energía de HF, al menos un instrumento de HF de ultrasonidos eléctricamente conectado con el generador de HF y el generador de ultrasonidos, en el que las vibraciones de ultrasonidos y la energía de HF son introducibles en el tejido biológico por medio del instrumento de HF que incluye al menos un convertidor de ultrasonidos y al menos un electrodo de HF.

En la técnica son conocidos los sistemas quirúrgicos como los definidos *supra*. Los instrumentos quirúrgicos de ultrasonidos y HF así combinados se describen por ejemplo en la Patente estadounidense 6,328,703 B1 mediante el cual los instrumentos para tejidos biológicos pueden ser tratados con energía por vibraciones ultrasónicas y también de HF (alta frecuencia). El instrumento de ultrasonidos -y de HF- está operativamente conectado a un generador de ultrasonidos y a un generador de HF. El generador de ultrasonidos genera una corriente alterna a una frecuencia por ejemplo de 35 a 50 kHz durante las operaciones. La corriente de excitación es conducida hacia un convertidor de ultrasonidos del instrumento, en el que el convertidor de ultrasonidos convierte la energía eléctrica en vibración ultrasónica. La vibración ultrasónica es transmitida en el instrumento hasta un aplicador de ultrasonidos a través del cual las vibraciones pueden ser introducidas en el tejido humano. El generador de HF genera una energía de ca de alta frecuencia con una frecuencia de, por ejemplo, de 300 kHz a 2 MHz. Esta energía de HF es también transmitida al instrumento. El instrumento incluye al menos un electrodo de HF a través del cual puede ser introducida en el tejido la energía de HF. Para instrumentos con un solo electrodo un electrodo neutro adicional es conectado al tejido y al generador de HF, en el que la energía de HF discurre a través del electrodo neutro. Para instrumentos bipolares, con dos electrodos no se requiere ningún electrodo neutro, dado que la energía de HF aquí fluye desde un electrodo a través del tejido hacia el otro electrodo. La energía de HF puede ser configurada con fines de coagulación por ejemplo para detener el sangrado. La energía de ultrasonidos puede ser utilizada para cortar tejido lo que tiene la ventaja de que el tejido no se pega al instrumento debido a las vibraciones ultrasónicas.

La energía de ultrasonidos y de HF debe ser utilizada en los sistemas conocidos de manera alterna dado que la aplicación simultánea puede dañar o destruir el instrumento combinado. Así, la energía de HF puede dañar, por ejemplo, un revestimiento del aplicador de ultrasonidos y también materiales concretos, como por ejemplo teflón. Por desgracia, el tiempo de tratamiento del sistema de ultrasonidos y de HF combinados es bastante largo debido a la aplicación separada de la energía de ultrasonidos y de HF lo que conduce a una prolongación de las intervenciones quirúrgicas y por tanto costes más elevados.

El documento DE 295 02 764.9 se refiere a un instrumento quirúrgico. El documento estadounidense 2008/0015567 A1 se refiere a un dispositivo de tratamiento con fines de coagulación. El documento US 2004/0006340 A1 se refiere a un dispositivo electroquirúrgico y el documento US 2001/001314 A1 describe un aparato y un procedimiento electroquirúrgicos para ser mantenidos en conductos del cuerpo.

Por tanto, constituye un objeto de la presente invención proporcionar un sistema quirúrgico mejorado combinado de ultrasonidos y de HF en el que el tiempo de tratamiento se acorte en comparación con los sistemas de la técnica anterior.

Este objeto se consigue con el sistema quirúrgico combinado de ultrasonidos y de HF definido *supra* en cuanto el sistema incluye un dispositivo protector que evita las chispas operativamente generadas por la energía de HF o reduce la posibilidad de su aparición.

La solución de acuerdo con la invención ofrece la ventaja de que elimina las causas de los daños al instrumento, a saber, las chispas. De esta manera, la energía de ultrasonidos y de HF puede ser aplicada simultáneamente, de forma que los tiempos quirúrgicos puedan acortarse.

La opción de aplicar simultáneamente energía de ultrasonidos y de HF permite desarrollar unos procedimientos quirúrgicos completamente nuevos que no eran posibles hasta ahora.

Formas de realización preferentes de la invención se describen *infra*.

Se ha puesto en evidencia que la tensión de HF tiene una influencia sustancial en la generación de chispas. Una chispa perjudicial puede ser generada ya en picos de tensión eléctrica a corto plazo (< 1 ms) de la tensión de HF aplicada entre los electrodos de HF.

El dispositivo protector incluye un limitador de la tensión de HF que impide una tensión de HF por encima de una tensión umbral predeterminada entre un primer electrodo de HF y un segundo electrodo de HF dentro de un tiempo de respuesta inferior a 1 ms. De esta manera, la solución de acuerdo con la invención impide las tensiones de pico en un periodo de tiempo más corto que el de 1 ms.

Por otro lado, también son conocidos los controladores de la tensión para generadores de HF de la técnica anterior, en los que los controladores de la tensión controlan las tensiones más altas para reducirlas. Sin embargo, estos controles no pueden impedir la generación de chispas intensas de energía porque las chispas se crean mucho antes de que el control comience. Con el fin de impedir que aparezcan picos de tensión incluso en intervalos más cortos, el limitador de la tensión de HF puede impedir una tensión de HF por encima de la tensión umbral en un tiempo de respuesta inferior a 1 μ s.

El limitador de la tensión puede ser localizado en cualquier parte del trayecto de la energía de HF.

El limitador de la tensión de HF incluye al menos un diodo TVS (supresor de la tensión transitoria). El diodo TVS conocido ofrece la ventaja de que cuando se sobrepasa la tensión umbral, la tensión de HF solo se reduce a la tensión umbral, pero no se apaga completamente. De esta manera, la aplicación quirúrgica de HF puede seguir desarrollándose inalterada. Cada diodo TVS es fabricado con una tensión umbral fija. La tensión umbral del limitador de tensión de HF puede así ser ajustada mediante diversos diodos TVS conectados en serie. Dado que las señales de HF típicas son señales alternas, de modo preferente bidireccionales, se utilizan diodos TVS. Proporcionan limitaciones de la tensión en ambas direcciones. Como alternativa a los diodos TVS, el limitador de la tensión de HF puede también incluir un Varistor. Así mismo, el limitador de la tensión de HF puede incluir al menos un conmutador que facilite la conmutación entre dos tensiones umbral diferentes. Así, por ejemplo, pueden ser conectados diferentes números de diodos TVS. Esto ofrece la ventaja de que pueden ser ajustadas tensiones umbral diferentes para diferentes aplicaciones

Con el fin de derivar la tensión de HF cuando determina la generación de chispas, el limitador de la tensión de HF puede ser eléctricamente conectado entre los electrodos de HF.

Además del sistema quirúrgico descrito *supra* la invención también se refiere a un generador de HF para cortar y / o coagular tejido biológico. El generador de HF incluye al menos dos salidas de HF con diferente polaridad, en el que los electrodos de HF de un instrumento de HF electrónico quirúrgico puede ser conectado a las salidas, en el que el generador de HF incluye al menos un modo operativo de ultrasonidos / de HF en el que una energía de salida de HF optimizada para el instrumento de ultrasonidos / de HF se dispone operativamente en las salidas de HF. Con el fin de proveer un generador de HF que resulte mejorado para la aplicación de un instrumento de ultrasonidos, el generador de HF incluye un dispositivo protector. El dispositivo protector evita operativamente una chispa de energía de HF o reduce la probabilidad de la chispa.

En una forma de realización preferente del generador de HF, el dispositivo protector de un limitador de la tensión de HF que impide una tensión de salida de HF por encima de una tensión umbral predeterminada en las salidas de HF en un tiempo de respuesta inferior a 1 ms, en el que el limitador (9) de la tensión de HF incluye al menos un diodo TVS.

La invención se refiere así mismo a un dispositivo quirúrgico para proporcionar una señal de energía ultrasónica y una señal de energía de HF para cortar y / o coagular tejido biológico. El dispositivo biológico incluye un generador de ultrasonidos que emite operativamente una señal de excitación a través de la cual un generador de ultrasonidos puede generar una vibración ultrasónica, al menos una salida de ultrasonidos conectada al generador de ultrasonidos, en el que un instrumento de HF de ultrasonidos puede ser conectado a la salida de los ultrasonidos, al menos una entrada de energía de HF en la que un generador de HF para introducir una señal de energía de HF puede ser conectada y al menos una salida de energía en la que puede ser conectado el instrumento de ultrasonidos / de HF. Con el fin de incorporar un dispositivo quirúrgico mejorado para utilizar un instrumento ultrasónico / de HF, el dispositivo quirúrgico incluye un dispositivo protector que operativamente impide que se generen chispas debido a la energía de HF o reduce la probabilidad de su aparición.

El dispositivo protector del dispositivo quirúrgico incluye un limitador de la tensión de HF que impide una tensión de la salida de HF por encima de una tensión umbral de HF predeterminada en las salidas de HF en un tiempo de respuesta inferior a 1 ms, en el que el limitador (9) de la tensión de HF incluye al menos un diodo TVS.

La invención se refiere también a un instrumento quirúrgico combinado de ultrasonidos y HF para cortar y / o coagular tejido biológico que incluye al menos un electrodo de HF a través del cual puede ser introducida la energía de HF dentro del tejido y que incluye un convertidor de ultrasonidos que convierte de forma operativa una señal de excitación eléctrica en vibraciones ultrasónicas, en el que las vibraciones ultrasónicas pueden ser introducidas a través del instrumento de HF de ultrasonidos en el tejido biológico para cortar y / o coagular tejido. Con el fin de obtener un instrumento quirúrgico mejorado, el instrumento incluye un dispositivo protector que impide las chispas operativamente generadas por la energía de HF o reduce la probabilidad de aparición de las chispas.

El dispositivo protector incluye un limitador de la tensión de HF que impide una tensión de HF por encima de una tensión umbral predeterminada en los electrodos de HF en un tiempo de respuesta inferior a 1 ms, en el que el limitador (9) de la tensión de HF incluye al menos un diodo TVS.

A continuación se describirá la invención con referencia a formas de realización preferentes con características que pueden ser combinadas a voluntad y que se ilustran en las figuras de los dibujos, en las que:

- La FIG. 1 ilustra una vista esquemática de una primera forma de realización de un sistema de acuerdo con la invención,
- la FIG. 2 ilustra un diagrama de tensión esquemático;
- la FIG. 3 ilustra un diagrama de tensión esquemático;
- 5 la FIG. 4 ilustra una vista esquemática de otra forma de realización del sistema de acuerdo con la invención;
- la FIG. 5 ilustra una vista esquemática de otra forma de realización del sistema de acuerdo con la invención; y
- la FIG. 6 ilustra una vista esquemática de una forma de realización adicional del sistema de acuerdo con la invención;

10 Inicialmente, el sistema quirúrgico de ultrasonidos y de HF de acuerdo con la invención se describirá con referencia a la forma de realización de acuerdo con la FIG. 1.

La FIG. 1 ilustra un sistema 1 quirúrgico combinado de ultrasonidos y de HF con un generador 2 de ultrasonidos, un generador 3 de HF y un instrumento 4 combinado de ultrasonidos y de HF que está eléctricamente conectado al generador 3 de HF y también con el generador 2 de ultrasonidos por medio de unos cables 5 de conexión.

15 El generador 2 de ultrasonidos incluye una unidad 6 de generación para una señal de excitación y unos contactos 7 de salida eléctricamente conectados con la unidad 6 de generación. La unidad 6 de generación proporciona operativamente una señal de excitación eléctrica a través de la cual una señal de ultrasonidos puede generar una señal de ultrasonidos. Así, la señal de excitación es una señal de energía de ca con una frecuencia de aproximadamente de 46 a 48 kHz. Como alternativa, la señal de estimación puede oscilar entre 35 y 50 kHz.

20 La señal de excitación está dispuesta en los contactos 7 de salida del generador 2 de ultrasonidos. Los contactos de salida pueden ciertamente también estar dispuestos dentro de un tomacorriente de salida común.

En la forma de realización de la FIG. 1, el generador 3 de HF incluye una fuente 8 de energía de ca de HF, un limitador 9 de la tensión y dos contactos 10 de salida de HF. La fuente 8 de alimentación de energía y el limitador 9 de la tensión están de esta manera conectados eléctricamente con los dos contactos 10 de salida de HF. De esta

25 manera, la fuente 8 de energía de ca de HF y el limitador 9 de la tensión están conectados en paralelo entre sí.

La fuente de energía de HF genera operativamente una energía de HF optimizada de una manera conocida para cortar y / o coagular tejido biológico. Esta energía de HF está provista en ambos contactos 10 de HF con una polaridad diferente.

30 El limitador 9 de la tensión incluye dos diodos 11 TVS bidireccionales conectados en serie y un conmutador 12 en la forma de realización ilustrada en la FIG. 1. El conmutador 21 configurado en la FIG. 1 como un conmutador de cierre está dispuesto como una derivación alrededor de uno de los dos diodos 11 TVS. Puede ser utilizado cualquier dispositivo de conmutación apropiado como conmutador 12, por ejemplo, un relé.

El generador 3 de HF y el generador 3 de ultrasonidos incluyen un modo operativo optimizado para la aplicación combinada de ultrasonidos y HF, en el que las señales de salida optimizadas para la aplicación combinada se proporcionan en el modo operativo optimizado.

35

El instrumento 4 de ultrasonidos / de HF en la FIG. 1 de una manera simplificada en alto grado incluye un convertidor 13 de ultrasonidos, un aplicador 14 de ultrasonidos y dos electrodos 15 de HF. El convertidor 13 de ultrasonidos está eléctricamente conectado en un lado con los contactos 7 de salida del generador 2 de ultrasonidos por medio de los cables 5 de conexión y en el otro lado mecánicamente conectado con el aplicador 14 de ultrasonidos (no ilustrado). El aplicador 14 de ultrasonidos está configurado en forma de barra y se extiende desde un extremo proximal en el que está conectado con el convertidor 13 de ultrasonidos al extremo distal del instrumento 4.

40

El extremo distal del instrumento 4 está configurado en la forma de realización de acuerdo con la FIG. 1 como un prensor 16 de tejido que facilita la presión del tejido 17 que va a ser tratado. El prensor 16 incluye dos brazos 18 del prensor entre los cuales el tejido 17 puede ser prendido y retenido. Un electrodo 15 de HF está dispuesto en cada brazo 18 del prensor, de manera que el electrodo respectivo contacte con el tejido prendido. Los electrodos 15 de HF están operativamente conectados con uno de los contactos 10 de salida de HF (no ilustrados). El aplicador 14 de ultrasonidos está integrado en uno de los brazos 18 de prensor, de forma que también contacte con el tejido 17 prendido. Con el fin de conseguir el aislamiento, un elemento aislante, por ejemplo fabricado en teflón está dispuesto entre el aplicador 14 de ultrasonidos y el electrodo 15 de HF. Así mismo, puede ser aplicado un revestimiento (no ilustrado) al aplicador 14 de ultrasonidos.

45

50

Al utilizar el sistema 1 quirúrgico combinado de ultrasonidos y de HF ilustrado en la FIG. 1, el tejido 17 es prendido con el prensor 16.

Para la aplicación de ultrasonidos, el generador 2 de ultrasonidos esencialmente proporciona la señal de excitación que es conducida hasta el convertidor 13 de ultrasonidos del instrumento 4. El convertidor 13 de ultrasonidos convierte la señal de energía eléctrica en una vibración de ultrasonidos mecánica. La vibración de ultrasonidos es transmitida por el convertidor 13 de ultrasonidos hasta el aplicador 14 de ultrasonidos. El aplicador de ultrasonidos conduce la vibración ultrasónica hasta el extremo distal del instrumento 4 donde es aplicado al tejido 17. Para la forma de realización de la FIG. 1, la vibración de ultrasonidos es utilizada por ejemplo, para cortar el tejido 17.

Para la aplicación de HF mediante el sistema 1, el generador 2 de HF genera una energía de HF, por tanto una señal de energía de ca de alta frecuencia, con una frecuencia de entre 300 kHz y 2 MHz. Desde los contactos 10 de salida de HF, la energía de HF es conducida hasta los electrodos 15 de HF del instrumento 4. La energía de HF es conducida hasta el interior del tejido 17 por medio de los electrodos 15 de HF, por ejemplo para provocar una coagulación del tejido.

Para el instrumento 4 combinado de ultrasonidos y de HF la aplicación de ultrasonidos y la aplicación de HF se combinan entre sí. De esta manera, el tejido 17 prendido puede, por ejemplo, ser coagulado por medio de la energía de HF y puede ser simultáneamente cortado por la energía de ultrasonidos.

Es conocido que la energía de HF puede crear operativamente chispas o un arco entre los electrodos 15 de HF o entre el tejido 17 y uno de los electrodos 15 de HF. Para un mero instrumento de HF las chispas no son especialmente problemáticas, en comparación con el instrumento de ultrasonidos. Sin embargo, para un instrumento combinado de ultrasonidos y de HF ha resultado evidente que los componentes importantes para la aplicación de ultrasonidos, como por ejemplo un elemento aislante o un revestimiento (ninguno de los dos se ilustra) pueden resultar dañados o incluso destruidos a causa de las chispas de larga duración de HF de elevada energía. En el sistema 1 de acuerdo con la invención dichas chispas provocadas por la energía de HF pueden ser evitadas mediante un dispositivo 19 protector,

La tensión de HF juega un papel decisivo para la creación de chispas y arcos a partir de la energía de HF. La FIG. 2 ilustra un diagrama de tensión tal como se genera, por ejemplo, por la fuente 8 de corriente de ca de la FIG. 1. La señal de energía de HF ilustrada presenta así una frecuencia de aproximadamente 500 kHz. Ha resultado evidente que solo una tensión de HF por encima de una tensión G umbral concreta puede generar una chispa. Ninguna chispa se genera mediante tensiones de HF por debajo de tensión umbral o la probabilidad de aparición se reduce de modo considerable.

La FIG. 3 ilustra un diagrama de tensión de la energía de HF en tanto que operativamente suministrada a los contactos 10 de salida del generador 3 de HF de la FIG. 1. Así, se impide una tensión de HF por encima de la tensión G umbral mediante el limitador 9 de la tensión. Como mucho, la tensión de HF en los contactos 10 de salida de HF está limitada a la tensión G umbral. El tiempo de respuesta del limitador 9 de la tensión se sitúa así por debajo de 1 μ s. De esta manera, se excluye una formación de chispas o arcos en los electrodos 15 de HF. Incluso en el caso de que una chispa se originara en el tiempo de respuesta del limitador 9 de la tensión, la chispa ofrecería una energía tan baja hasta que el limitador de la tensión respondiera, de forma que la chispa no tendría ningún efecto.

Para el límite descrito de la tensión de salida de HF, el limitador 9 de la tensión de la FIG. 1 incluye dos diodos 11 TVS conectados en serie. Cada uno de los dos diodos TVS en la presente memoria presenta una tensión de umbral concreta, que es aproximadamente la mitad de la tensión G umbral. Así, la tensión G umbral del limitador 9 de la tensión está ajustada por dos diodos TVS conectados en serie. De esta manera, la tensión G umbral en la forma de realización de la FIG. 1 es por ejemplo de 200 voltios. El limitador de la tensión bloquea los voltajes por debajo del voltaje G umbral, lo que significa que es esencialmente ineficaz. Solo para tensiones por encima de la tensión G umbral, el limitador de la tensión resulta conductor y conduce la porción de energía lesiva por encima de la tensión G umbral fuera a través de los diodos TVS. De esta manera, es ventajoso en particular, que la tensión de salida sea suministrada continuamente a los contactos 10 de salida de HF y el instrumento 4 pueda ser operado también en un caso límite.

El conmutador 12 puede ser utilizado para modificar la tensión G umbral del limitador 9 de la tensión. Cuando el conmutador 12 esté cerrado, solo un diodo 11 TVS sigue activo en el limitador 9 de la tensión, de forma que la tensión G umbral se reduce a la mitad. De esta manera, la tensión G umbral puede ser ajustada, por ejemplo, para diferentes aplicaciones o modos operativos del sistema 1 de acuerdo con la invención.

A continuación, se ilustra, con referencia a la FIG. 4 otra forma de realización del sistema quirúrgico de ultrasonidos y de HF de acuerdo con la invención. En aras de la sencillez, solo se expondrán las diferencias respecto de la forma de realización de la FIG. 1.

Frente a la forma de realización de la FIG. 1, el generador 2 de ultrasonidos de la FIG. 5 incluye de modo adicional dos salidas 20 de energía de HF y dos entradas 21 de energía de HF. Las entradas 21 de energía de HF están eléctricamente conectadas con los contactos 10 de salida de HF del generador 3 de HF. Los electrodos 15 de HF de los instrumentos 4 están conectados a las salidas 20 de salida. De esta manera, el instrumento está solo conectado con una unidad, a saber el generador 2 de ultrasonidos. Esto ofrece la ventaja que el manejo del instrumento se

simplifica para un usuario y que los cables 5 de conexión pueden estar integrados dentro de un cable conjunto. Así mismo, la provisión de la energía de HF sobre el instrumento 4 resulta controlada centralmente por medio de un dispositivo de control (no ilustrado) del generador 2 de ultrasonidos. Esto ofrece la ventaja de que la unidad central, y con ello el generador 2 de ultrasonidos, controla el instrumento 4 quirúrgico combinado de ultrasonidos y de HF. El generador de HF puede ciertamente también formar la unidad central en una forma de realización alternativa y puede controlar la señal de excitación del instrumento 4.

Así mismo, los brazos 18 de prensión están fabricados en un material eléctricamente conductor para la forma de realización de la FIG. 4. Están conectados con las salidas 20 de energía, y forman los electrodos 15 de HF. Un brazo 18 de prensión simultáneamente forma el aplicador 14 de ultrasonidos, al menos parcialmente.

A continuación, se ilustra, con referencia a la FIG. 5, otra forma de realización del sistema quirúrgico de ultrasonidos y de HF. En aras de la sencillez, solo se analizan las diferencias respecto de la forma de realización de la FIG. 4.

A diferencia de la forma de realización de la FIG. 4, el limitador 9 de la tensión está dispuesto en el generador 2 de ultrasonidos. De esta manera, el limitador 9 de la tensión está conectado en paralelo con las salidas 20 de energía de HF. Frente a las formas de realización anteriores, el limitador 9 de la tensión de la FIG. 5 solo incluye un diodo 11 TVS y ningún conmutador 12. La tensión G umbral queda así fijada.

A continuación se ilustra con referencia a la FIG. 5 otra forma de realización del sistema quirúrgico de ultrasonidos y de HF de acuerdo con la invención. En aras de la sencillez, solo se describen las diferencias respecto de la forma de realización de la FIG. 4.

A diferencia de la forma de realización de la FIG. 4, el limitador 9 de la tensión está dispuesto en el instrumento 4. De esta manera, el limitador 9 de la tensión está conectado en paralelo con los electrodos 15 de HF.

A continuación, se ilustra, con referencia a la FIG. 6, otra forma de realización del sistema quirúrgico de ultrasonidos y de HF. En aras de la sencillez solo se describen las diferencias respecto de las formas de realización preferentes.

En la forma de realización de la FIG. 6, el generador 3 de HF y el generador 2 de ultrasonidos están integrados en un generador 22 combinado de ultasonidos y de HF en el que el instrumento 4 está conectado.

A diferencia de las formas de realización preferentes, el limitador 9 de la tensión está dispuesto en el instrumento combinado 4, por tanto entre los electrodos 15 de HF.

Ciertamente son factibles formas de realización adicionales de la invención. Así mismo, el limitador 9 de la tensión puede estar dispuesto en cualquier emplazamiento del trayecto de energía de la energía de HF, como por ejemplo en un conector del instrumento 4 o en un cable 5 de conexión separado.

REIVINDICACIONES

1.- Un sistema (1) quirúrgico para cirugía combinada de ultrasonidos y de alta frecuencia que comprende:

- al menos un instrumento (4) de ultrasonidos y de alta frecuencia para una aplicación combinada de energía de ultrasonidos y de alta frecuencia, que comprende al menos un convertidor (13) de ultrasonidos y al menos dos electrodos (15) de alta frecuencia, en el que dicho instrumento (4) está configurado para introducir vibraciones ultrasónicas y energía de alta frecuencia dentro de un tejido (17) biológico,

- un dispositivo (19) protector configurado para evitar las chispas operativamente generadas en los electrodos (15) de alta frecuencia por medio de una energía de alta frecuencia o para reducir la probabilidad de las chispas,

- en el que el dispositivo (19) protector incluye un limitador (9) de la tensión de alta frecuencia dispuesto en el trayecto de la energía de la energía de alta frecuencia, y

- en el que el limitador (9) de la tensión de alta frecuencia comprende al menos un diodo (11) supresor de la tensión transitoria o un varistor configurado para impedir que la tensión de alta frecuencia sobrepase una tensión umbral predeterminada entre los electrodos de alta frecuencia en un tiempo de respuesta inferior a 1 ms.

2.- El sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende:

- al menos un generador (2) de ultrasonidos que proporciona operativamente una señal de excitación a través de la cual el convertidor (13) de ultrasonidos puede generar una vibración ultrasónica;

- al menos un generador (3) de alta frecuencia que operativamente genera una energía de alta frecuencia;

- en el que el al menos un instrumento (4) de ultrasonidos y de alta frecuencia está eléctricamente conectado con el generador (3) de alta frecuencia y con el generador (2) de ultrasonidos.

3.- El sistema (1) de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 2, en el que el limitador (9) de la tensión de alta frecuencia impide que la tensión de alta frecuencia se eleve por encima de la tensión (G) umbral en un tiempo de respuesta inferior a 1 μ s.

4.- El sistema (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el limitador (9) de la tensión de alta frecuencia incluye al menos un conmutador (12) configurado para conmutar entre al menos dos tensiones (G) umbral diferentes.

5.- El sistema (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que el limitador (9) de la tensión de alta frecuencia está eléctricamente conectado entre los electrodos (15) de alta frecuencia.

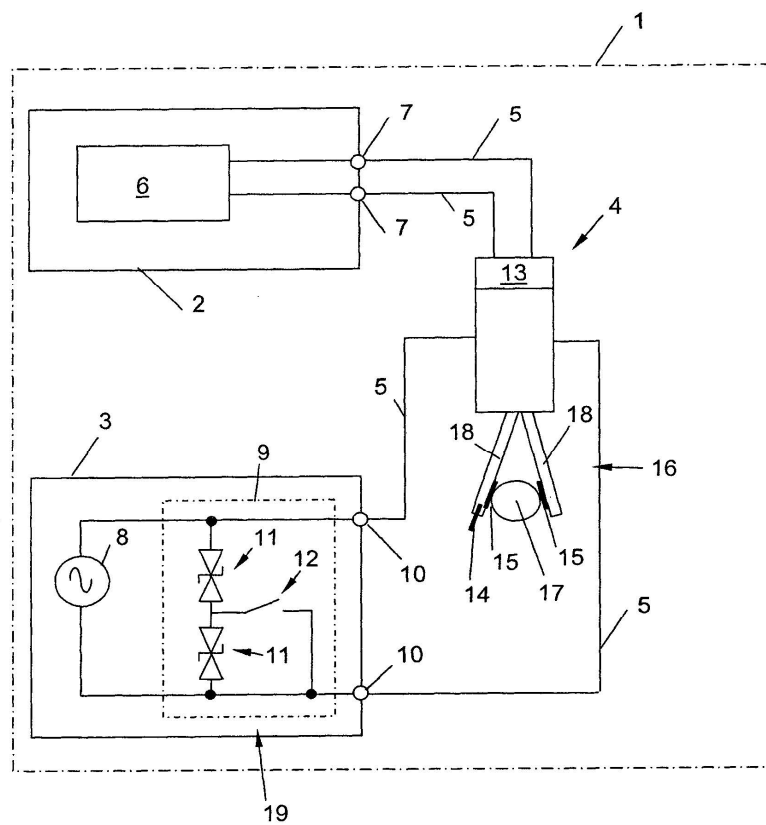


Fig. 1

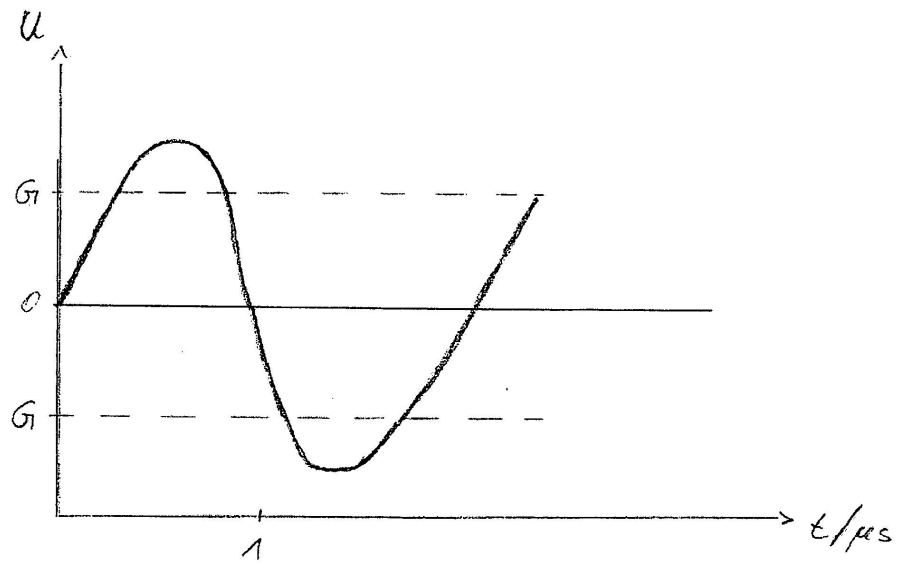


Fig. 2

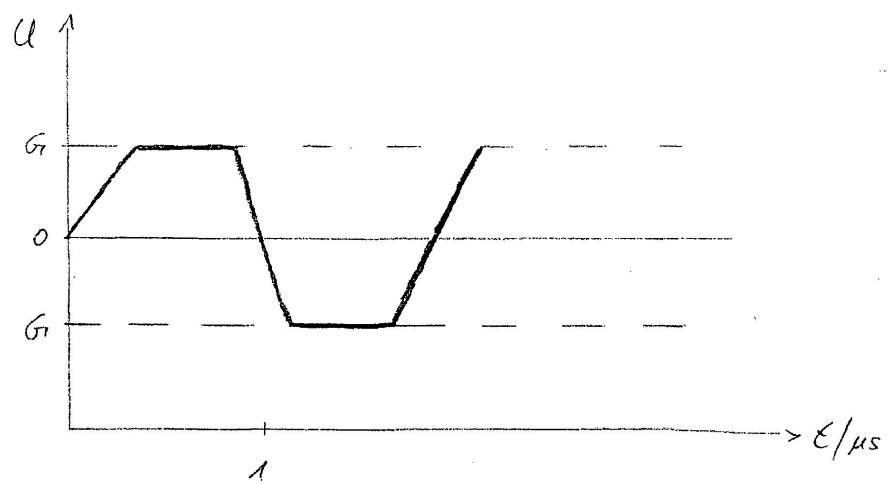


Fig. 3

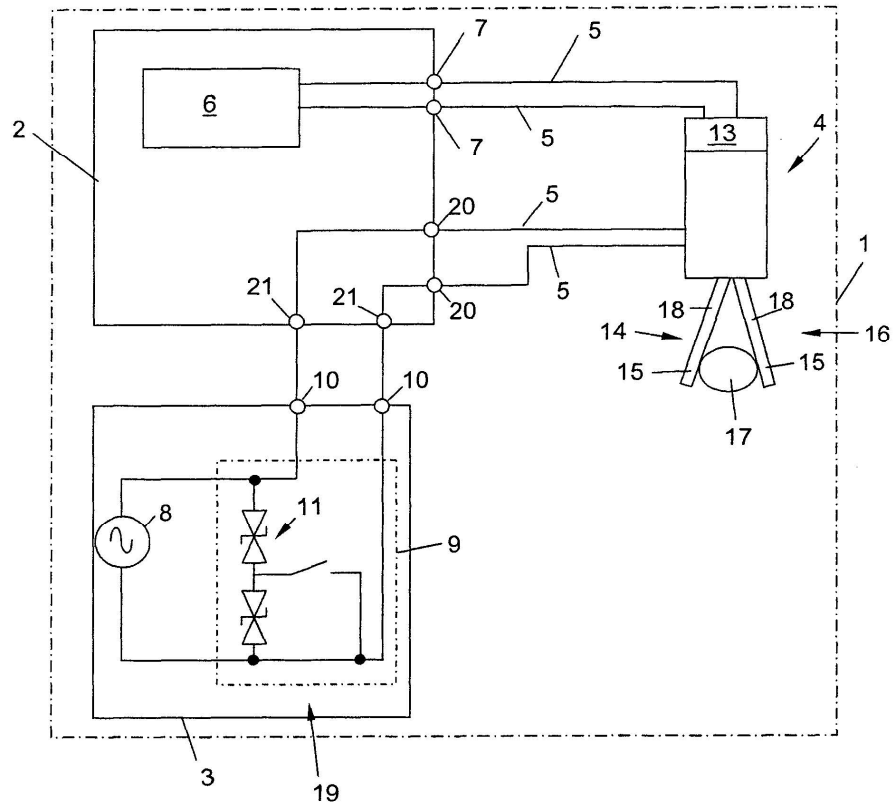


Fig. 4

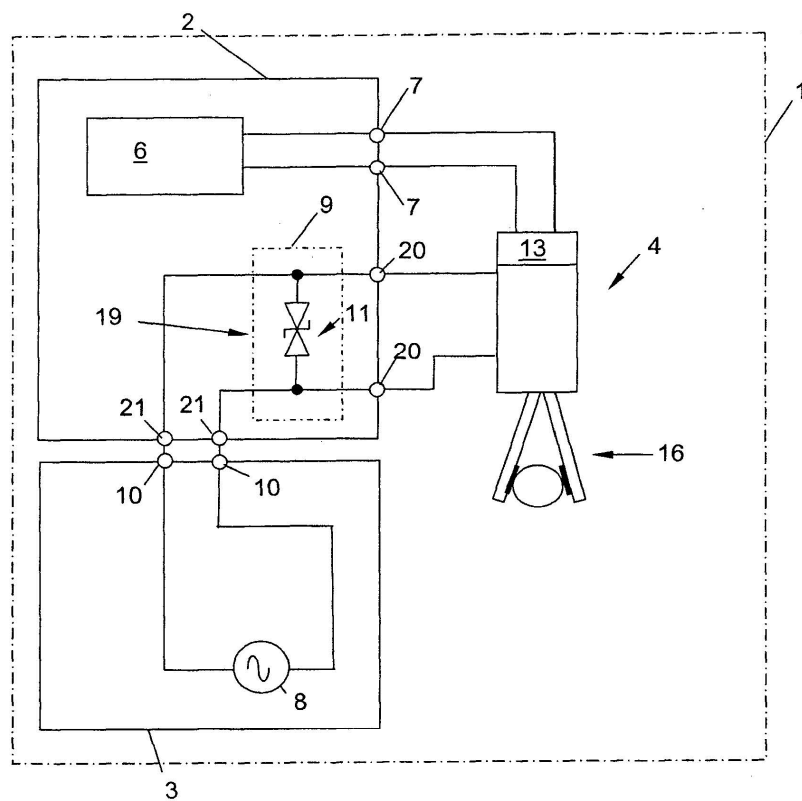


Fig. 5

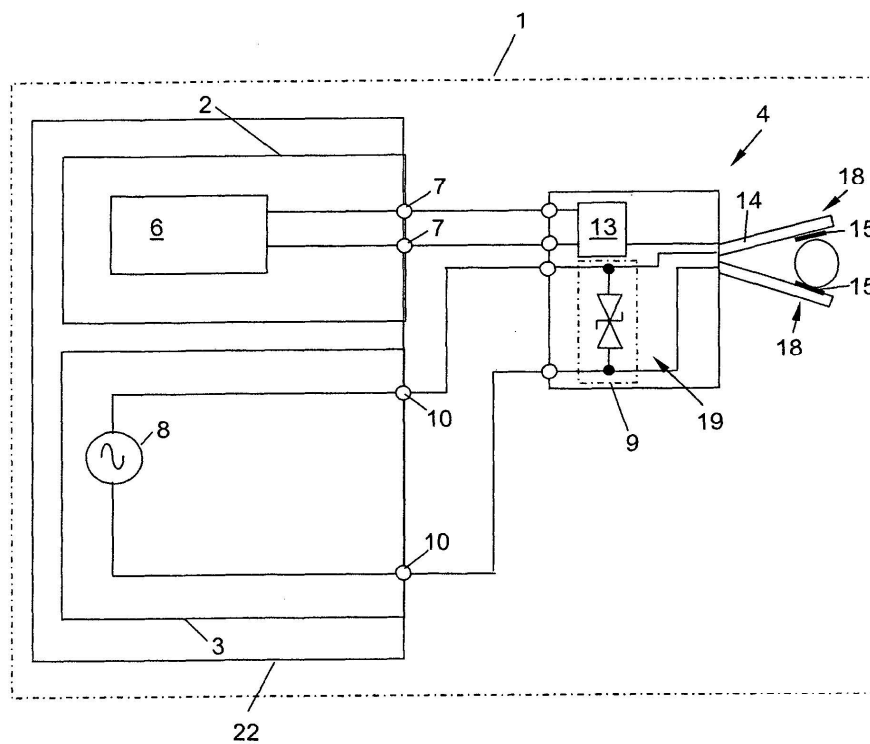


Fig. 6