

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 755 710**

51 Int. Cl.:

A61N 1/20 (2006.01)

A61N 1/05 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.07.2016 PCT/EP2016/067923**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.02.2017 WO17021255**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.07.2016 E 16747478 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.08.2019 EP 3328482**

54 Título: **Conjunto de electrodos de corriente continua implantable**

30 Prioridad:

31.07.2015 EP 15179354

27.08.2015 EP 15182642

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

23.04.2020

73 Titular/es:

BERLIN HEALS HOLDING AG (100.0%)

Grienbachstrasse 11

6300 Zug, CH

72 Inventor/es:

MÜLLER, JOHANNES

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 755 710 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

Conjunto de electrodos de corriente continua implantable

5 CAMPO TÉCNICO

La invención se refiere a un conjunto de electrodos de corriente continua implantable con dos electrodos implantables y con un circuito de control, en el que los dos electrodos están conectados con el circuito de control, en el que el circuito de control está configurado para establecer una diferencia de potencial entre los dos electrodos, de manera que entre estos electrodos puede fluir una corriente continua.

ESTADO DE LA TÉCNICA

15 Una disposición de electrodo de este tipo se conoce a partir del documento WO 2006/106132 que muestra conocido un electrodo para el tratamiento de tejido orgánico por medio de corriente continua, en donde están previstos electrodos superficiales para hacer circular a través de los electrodos superficiales una corriente continua de magnitud definida a través de una zona lo más grande posible del tejido.

20 Se conocen a partir del estado de la técnica, además, electrodos implantables, que se utilizan, por decirlo así, como electrodos de bobina para la desfibrilación de corazones que están afectados con arritmia. Estos electrodos se aplican, además, para emitir impulsos de corriente eléctrica a través de su punta amarrada en el tejido del corazón y/o a través de un anillo de electrodo en la proximidad de la punta del electrodo y/o para detectar a través de éstos la EKG para el control del implante (función de detección del electrodo). En este caso, el estado de la técnica conoce tales electrodos especialmente con la finalidad de que estén previstos como electrodos de marcapasos cardiaco, como electrodos generadores de impulsos o electrodos de detección. Como contra electrodo se utiliza con frecuencia la carcasa del implante (estimulación unipolar, detección unipolar). En este caso es ventajoso que el electrodo de bobina sea desplazado endocardialmente hacia la parte interior derecha en el ventrículo del corazón. Tales electrodos de bobina están provistos con una punta que se puede amarrar en el músculo cardiaco para transmitir entonces el impulso de corriente a través de esta punta o un anillo de electrodo en la proximidad de la punta hasta el tejido conectado con él con la finalidad de elevar la excitación eléctrica del corazón (elevación de la frecuencia cardiaca) y/o mejorar (sincronizar; función-CRT) la excitación eléctrica del corazón y/o detectar el EKG del corazón. Además, se conoce a partir del estado de la técnica, como contra electrodo al electrodo de bobina otro electrodo en el seno coronario, es decir, emplazar venas del sistema coronario del corazón (estimulación bipolar). De esta manera es posible excitar eléctricamente también a través de tal disposición de electrodos el corazón con el objetivo de elevar la frecuencia cardiaca, sincronizar la propagación de la excitación en el corazón y/o utilizar una detección bipolar para el control o regulación del implante. La ventaja de una configuración bipolar de los electrodos reside con frecuencia en un comportamiento mejorado de la detección y/o la estimulación con un consumo de energía más reducido.

40 El documento US 7.319.898 B2 publica un sistema que comprende un desfibrilador con una característica de inducción del desfibrilador que se adapta automáticamente para evaluar la actividad del desfibrilador durante la detección y terminación de la fibrilación de un corazón. Una pluralidad de electrodos de bobina están dispuestos en el corazón para conseguir esta función.

45 El documento US 6.587.718 B2 se refiere a una administración iontoforética de un terapéutico en tejido cardiaco, en donde el terapéutico es alimentado a un primer lado del tejido cardiaco. Un electrodo está dispuesto percutáneo sobre un segundo lado del tejido cardiaco y es alimentado con energía para hacer migrar el terapéutico al tejido cardiaco.

50 Otros documentos de los antecedentes técnicos en el estado de la técnica son el documento US 6.587.718 B2 para un dispositivo ventricular que impide la fibrilación, el documento EP 0 559 932 A1 para una disposición implantable para la desfibrilación de un corazón empleando un electrodo plano y el documento US 5.649.971 A para otro dispositivo y procedimiento para la inducción de una fibrilación.

55 REPRESENTACIÓN DE LA INVENCION

Partiendo de este estado de la técnica, la invención tiene el cometido de indicar un conjunto de electrodos para mejorar la actuación de la corriente continua para la curación del músculo cardiaco enfermo y para elevar especialmente la seguridad del tratamiento.

60 De acuerdo con la invención, el cometido se cumple con un conjunto de electrodos con las características de la reivindicación 1. Uno de los electrodos es un electrodo de bobina con una longitud máxima predeterminada por la distancia entre válvula tricúspide cardiaca y la válvula tricúspide cardiaca y el extremo opuesto a la válvula pulmonar del ventrículo derecho del corazón, lo que significa que en el conjunto de electrodos de corriente continua

implantable de acuerdo con la invención están previstos electrodos de bobina de longitud predeterminada, en donde el cirujano selecciona de manera ventajosa un electrodo de bobina, que cumple a ser posible dicha distancia. Pero también se pueden emplear electrodos más cortos, en donde la longitud del electrodo de bobina del ventrículo cardiaco está definida por la superficie envolvente metálica de la bobina o bien el área de la bobina conductora, que cubre una envolvente. Tiene, por ejemplo, una longitud de 4 a 12 centímetros, en particular aproximadamente de 6 a 10 centímetros y o bien de 6 a 7 u 8 centímetros a 10°C), y está configurada de tal manera que después de pasar a través de la válvula cardiaca derecha, rellena a ser posible toda la longitud del ventrículo derecho cardiaco. El área que rodea el electrodo debería estar, en aplicaciones estándar, por ejemplo entre 3 y 5, en particular de 4 a 4,5 cm², y puede estar constituida de una aleación de paladio-iridio.

Por lo tanto, frente al conjunto de electrodos superficiales conocido para la aplicación de corriente continua se indica otro conjunto de electrodos, que posibilita, en particular, implantar por vía mínimamente invasiva un dispositivo, con el que es posible un tratamiento del corazón con corriente continua, que debe servir para la curación del músculo cardiaco, pero que no tiene ninguna influencia sobre la excitación o bien la contracción del corazón (tratamiento de corriente continua no-excitante [pulsatoria inferior] del corazón).

Por lo tanto, es especialmente ventajoso que tal tratamiento del corazón con corriente continua dure, por término medio, durante un periodo de tiempo de algunos meses hasta medio año y este tiempo corresponde también al tiempo de funcionamiento de la batería para tal tratamiento con corriente continua.

Este tiempo de funcionamiento de la batería es muy corto frente al tiempo de funcionamiento de la batería de electrodos de marcapasos cardiacos, puesto que en oposición a los sistemas de pulsos empelados allí, aquí una corriente continua más reducida que fluye continuamente carga la batería. El objetivo es un tratamiento durante un periodo de tiempo de 6 meses hasta un año. De acuerdo con la definición de la corriente continua, el dispositivo se designa aquí como conjunto de electrodos de corriente continua para corriente continua no-pulsátil esencialmente constante, es decir, que salvo modificaciones predeterminadas de la intensidad de la corriente, se cede durante periodos de tiempo desde minutos hasta varias horas una corriente que fluye constante en una dirección, después de lo cual se puede invertir la dirección de la corriente para evitar la salida de productos de electrolisis perturbadores en los electrodos. Las intensidades de la corriente empleadas están con preferencia entre 0,001 y 10 miliamperios. La densidad de la corriente está, por ejemplo, entre 0,01 microamperios por centímetro cuadrado y 0,1 miliamperios por centímetro cuadrado. La densidad de la corriente se puede mantener de una manera más ventajosa en un intervalo de 0,1 a 20 microamperios por centímetro cuadrado, con preferencia entre 1 a 15 microamperios por centímetro cuadrado, preferido entre 5 y 10 microamperios por centímetro cuadrado.

Por lo tanto, precisamente es interesante que el médico que realiza el tratamiento puede colocar los electrodos por vía mínimamente invasiva. Una ventaja de este empleo de electrodos de bobina frente a electrodos de superficie reside en que la corriente no puede utilizar ya la película de líquido que existe sobre el músculo cardiaco como vía con la resistencia eléctrica más reducida (corriente de cortocircuito) para el flujo de corriente entre los dos electrodos. En el caso de dos electrodos aplicados sobre el músculo cardíaco, existe la posibilidad de que la corriente fluya sobre tal capa conductora que existe sobre la superficie con resistencia eléctrica reducida y no utilice el camino corto directo a través de la musculatura cardiaca con resistencia eléctrica más elevada entre los dos electrodos de superficie.

Un conjunto de electrodos de corriente continua implantable presenta dos electrodos implantables y un circuito de control, en donde el primero y el segundo electrodos están conectados con el circuito de control eléctricamente a través de líneas aisladas, con preferencia de un hilo, en donde el circuito de control está configurado para establecer una diferencia de potencial entre los dos electrodos, para que pueda fluir entre los dos electrodos una corriente continua, mientras que un electrodo es un electrodo de bobina con una longitud máxima predeterminada a través de la distancia entre la válvula tricúspide cardiaca y la válvula tricúspide cardiaca y el extremo opuesto a la válvula pulmonar del ventrículo derecho del corazón (punta del ventrículo derecho).

El otro electrodo puede ser de manera alternativa un electrodo de bobina para el seno coronario o un electrodo de superficie para la aplicación sobre el lado exterior de la cámara cardiaca izquierda. Un electrodo de superficie tiene una superficie conductora de no menos de 42 cm², y la superficie total del electrodo no debería exceder de 90 por 60 mm. El electrodo de superficie puede ser en particular una superficie esencialmente rectangular hasta ligeramente trapezoidal, es decir, una reducción de la anchura de por ejemplo 8 cm a menos de 6 cm, estando prevista sobre el lado mayor del trapecio después de aproximadamente 1/3 de la longitud una incisión bilateral en forma de V hasta menos de 3 a 4 cm, de manera que junto a la zona central se configuran en cada lado dos solapas flexibles. En el lado más estrecho del trapecio está prevista una pestaña para una línea de alimentación eléctrica que se puede colocar encima, que se aproxima y se encaja elásticamente en esta abertura.

De manera más ventajosa, el primer electrodo de bobina está constituido exclusivamente de una o varias espiras, de manera que allí no existe una estructura complicada con sensores o con una punta implantable. En este caso, el extremo distal del primer electrodo de bobina es romo para asegurar que este electrodo sólo se apoya en la punta

del ventrículo derecho y no se perfora la pared del ventrículo o el tabique del ventrículo. De esta manera, los electrodos de bobina no necesitan en particular electrodos de detección para el reacoplamiento de la reacción del corazón. Además, de manera más ventajosa tampoco comprenden ninguna punta que se pueda amarrar provista con ganchos. Están configurados para apoyarse sueltos en el ventrículo cardiaco o bien en el seno coronario.

5 De manera más ventajosa, el electrodo de bobina a insertar en el ventrículo derecho del corazón tiene un diámetro mayor que en el caso de los electrodos de bobina conocidos para la desfibrilación y/o la transmisión de pulsos para la excitación con contracción siguiente, puesto que la corriente se cede desde el cuerpo del electrodo que se encuentra en la pared ventricular del ventrículo derecho del corazón a través de la sangre y el tejido muscular del
10 corazón hacia el contra electrodo y no se transmite a través de la punta del electrodo hasta el tejido muscular del corazón. El diámetro mayor y, por lo tanto, la superficie máxima que cede la corriente permiten una corriente más elevada, sin exceder una densidad máxima predeterminada de la corriente, que es conveniente para una terapia óptima. Tienen adicionalmente la ventaja de alimentar corriente a través de un área mayor del tejido del músculo cardiaco.

15 En otro ejemplo de realización, el conjunto de electrodos comprende, además del electrodo de bobina previsto para el ventrículo derecho del corazón, como segundo electrodo un electrodo de superficie, que se coloca sobre la parte izquierda del corazón. Aquí existe la ventaja frente al estado de la técnica de que se garantiza la vía de la corriente eléctrica a través del tejido del músculo cardiaco, puesto que no existe ninguna corriente que fluya sobre la
20 superficie del corazón. Por otra parte, a través del electrodo de parche de superficie grande se consigue que se ensanche en forma de abanico la corriente que parte desde el electrodo de bobina y fluya a través de una porción grande del tejido muscular del corazón. Esto está totalmente dentro del sentido del tratamiento con corriente, puesto que en oposición del marcapasos cardiaco no es necesario precisamente ninguna generación de impulsos que soporte la actividad del corazón para la excitación del músculo cardiaco en un lugar determinado, sino que una
25 corriente más reducida que debe emitirse durante un periodo de tiempo largo es el objetivo del empleo del conjunto de electrodos, que fluye a través de la musculatura del corazón y conduce a que se regenere la musculatura enferma.

30 En el conjunto de electrodos de corriente continua implantable, la conexión eléctrica entre el primero y el segundo electrodos y el circuito de control puede estar configurada de manera más ventajosa como líneas aisladas de un hilo.

35 En una configuración ventajosa del electrodo de bobina para el conjunto de electrodos de corriente continua implantable, éste está constituido exclusivamente por una o varias espiral conductoras de electricidad, que están enrolladas alrededor de un núcleo del electrodo fabricado de un material aislante de electricidad, que está conectado de una sola pieza con la envolvente aislante de la línea de alimentación. El diámetro de la espira puede ser de 0,10 a 0,20, en particular 0,15 milímetros.

40 De manera más ventajosa, el extremo distal del primer electrodo de bobina y, dado el caso, el del segundo electrodo de bobina son romos y se proyectan sobre el extremo de la(s) espira(s), de manera que pueden descansar de manera aislante de electricidad sobre el fondo del ventrículo cardiaco en la zona de la punta del ventrículo derecho.

45 En otra configuración, el extremo distal del primer electrodo de bobina puede estar constituido por varios extremos libres que se proyectan uno del otro, lo que se puede designar como gancho, y que se proyectan más allá del extremo de la(s) espira(s), de manera que estas puntas de anclaje se pueden desplazar en el tejido muscular y en la trabécula para garantizar un anclaje aislado eléctricamente. En este caso, los extremos libres están configurados de manera que terminan en punta y/o pueden estar configurados en forma de gancho. Entonces la corriente sale esencialmente desde la superficie lateral de las espiras, que están opuestas al segundo electrodo y fluye a través del ventrículo derecho lleno de sangre a través del tabique interventricular hacia el contra electrodo del ventrículo
50 izquierdo.

55 Cuando se habla aquí de "extremo del ventrículo derecho del corazón", esto se refiere con otras palabras a la punta del ventrículo derecho.

60 Sobre la punta del electrodo de bobina puede estar previsto un anclaje separado aislante de electricidad, sobre el que se pueden disponer las puntas de anclaje. De manera más ventajosa, el anclaje es cilíndrico hueco y está conectado pasivamente con el electrodo que llega hasta él, por ejemplo está encolado. En este caso, el electrodo puede estar conducido en el anclaje hasta una caperuza extrema insertada en él, que puede ser ella misma de forma cilíndrica hueca, para alojar la punta del alambre del electrodo. Una finalidad de la caperuza extrema es entonces cubrir el extremo distal del conductor mecánicamente y de forma aislante de electricidad, esto último para evitar una intervención de un mandril insertado a través del anclaje desde dentro a través del mismo hacia fuera.

Otras formas de realización se indican en las reivindicaciones dependientes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

A continuación se describen formas de realización preferidas de la invención con la ayuda de los dibujos, que sirven solamente para la explicación y no deben interpretarse como limitación. En los dibujos:

5 La figura 1 muestra una representación esquemática de un corazón con un conjunto de electrodos de acuerdo con un primer ejemplo de realización de la invención.

La figura 2 muestra una representación esquemática de un corazón con un conjunto de electrodos de acuerdo con un segundo ejemplo de realización de la invención.

10 La figura 3 muestra una representación esquemática de un electrodo de bobina de acuerdo con otro ejemplo de realización de la invención para el empleo como electrodo de ventrículo cardiaco de acuerdo con la figura 1 y la figura 2.

15 La figura 4 muestra una representación esquemática de otro electrodo de bobina de acuerdo con otro ejemplo de realización de la invención para el empleo como electrodo de ventrículo cardiaco de acuerdo con la figura 1 y la figura 2.

20 La figura 5 muestra una representación esquemática de una punta de anclaje de un electrodo de bobina de acuerdo con un ejemplo de realización de la invención para el empleo como electrodo de ventrículo cardiaco de acuerdo con la figura 1 y la figura 2, y

La figura 6 muestra una sección transversal a través de la punta de anclaje a lo largo de la línea VI-VI en la figura 5, que está colocada sobre una punta de electrodo de bobina.

25 DESCRIPCIÓN DE FORMAS DE REALIZACIÓN PREFERIDAS

La figura 1 muestra una representación esquemática de un corazón 10 con un conjunto de electrodos 20 de acuerdo con un primer ejemplo de realización de la invención. El conjunto de electrodos de corriente continua implantable 20 comprende dos electrodos implantables 30 y 40 así como un circuito de control 50, dispuesto normalmente en una carcasa separada, en la que está prevista de la misma manera la batería para la alimentación de corriente.

30 Los dos electrodos 30 y 40 están conectados a través de dos cables 51 y 52 de un hilo con el circuito de control 50.

35 El circuito de control 50 está configurado para establecen una diferencia de potencial entre los dos electrodos 30 y 40, de manera que entre estos electrodos 30 y 40 puede fluir una corriente continua.

40 Uno de los electrodos 30 es un electrodo de ventrículo cardiaco, previsto para el posicionamiento en la cámara cardiaca derecha y está configurado como electrodo de bobina. A este respecto, se designa a continuación como electrodo de bobina de ventrículo cardiaco 30. La longitud del electrodo de bobina de ventrículo cardiaco 30, definida por la superficie envolvente metálica conductora o bien superficie de la bobina, que cubre una envolvente, tiene aproximadamente de 8 a 10 centímetros, y está configurada, después de pasar a través de la válvula cardiaca derecha, para rellenar a ser posible toda la longitud del ventrículo cardiaco derecho: en este caso, se inserta el electrodo de bobina de ventrículo cardiaco 30 suelto en el ventrículo cardiaco derecho, pero puede entrar en contacto con la pared del ventrículo derecho. A este respecto, se puede utilizar con ventaja un electrodo descrito más tarde de acuerdo con la figura 4.

45 A partir de las figuras 1 y 2 aparece el electrodo 30 en el ventrículo cardiaco derecho flotando libremente. Esto sólo es aparente, puesto que se trata de una representación esquemática 2D. En general, el electrodo 30 se aproxima a la pared del ventrículo, en la representación de la figura 2 podría ser la pared trasera no visible allí. El electrodo 30 es flexible, para alojar estas curvaturas ligeras, que representan menos de 30 grados con respecto al eje longitudinal.

50 El otro electrodo 40 es un electrodo de seno coronario, previsto para el posicionamiento en el seno coronario y está configurado de la misma manera como electrodo de bobina. Este electrodo de bobina de seno coronario 40 presenta un diámetro menor que el electrodo de bobina del ventrículo cardiaco 30, puesto que debe desplazarse más lejos en el seno coronario para apoyarse entonces en la zona extrema que se estrecha allí. Éste se apoya de esta manera en posición predeterminada esencialmente fija a través de las paredes de los vasos sanguíneos, que es establecida por lo demás por el cirujano a través del avance en dirección longitudinal.

55 En el caso de una impulsión de los dos electrodos 30 y 40 con una diferencia de potencial a través del circuito de control 50, transmitida a través de los alambres y cables de conexión 51 o bien 52 aislados frente al medio ambiente, fluye entonces una corriente continua de acuerdo con la flecha 55 a través del músculo cardiaco. En este caso, predeterminado a través del circuito de control, durante un tiempo predeterminado entre algunos minutos y algunas horas, el electrodo 30 puede ser el cátodo, con lo que se predetermina la dirección de la corriente. El circuito de

control puede cambiar entonces después de un tiempo correspondiente predeterminado la dirección de la corriente, con lo que el electrodo 40 se convierte en el cátodo. En este caso, se puede modificar también la intensidad de la corriente, puesto que la resistencia entre los dos electrodos 30 y 40 está en función de la dirección de la corriente. En otro ejemplo de realización, la instalación de control controla la intensidad de la corriente a un valor predeterminado igual.

Dos formas de realización de electrodos de bobina 30 para el empleo en este conjunto 20 se representan en detalle ampliado en las figuras 3 y 4. Aunque los electrodos en estas figuras llevan siempre el mismo signo de referencia, se pueden emplear reducidos también como electrodos 40, especialmente el electrodo de acuerdo con la figura 4.

La figura 2 muestra una representación esquemática de un corazón 10 con un conjunto de electrodos 120 de acuerdo con un segundo ejemplo de realización de la invención. El conjunto de electrodos de corriente continua implantable 120 comprende dos electrodos implantables 30 y 140 así como un circuito de control 50.

Las características iguales están provistas con los mismos signos de referencia, las características similares están provistas con signos de referencia similares correspondientes.

El circuito de control 50 puede estar configurado como se describe en la figura 1. También los dos electrodos 30 y 140 están conectados a través de dos cables 51 y 52 de un hilo con el circuito de control 50.

El circuito de control 50 está configurado también aquí de tal manera que se establece una diferencia de potencial entre los dos electrodos 30 y 140, de manera que entre estos electrodos 30 y 140 puede fluir una corriente continua durante un tiempo predeterminado de varios minutos, por ejemplo 5 minutos, hasta varias horas, por ejemplo 3 horas. Después de este periodo de tiempo, se conmuta la polaridad de la alimentación de la tensión, de manera que no se pueden formar con el tiempo residuos esenciales de acuerdo con las reacciones electroquímicas en los electrodos y pueden formarse en el tejido. La corriente continua puede tener una magnitud entre.

Uno de los electrodos 30 es de nuevo un electrodo de ventrículo cardiaco, previsto para el posicionamiento en el ventrículo derecho del corazón, y está configurado como electrodo de bobina. A este respecto, se designa también aquí como electrodo de bobina de ventrículo cardíaco 30. La longitud del electrodo de bobina de ventrículo cardíaco 30, definida a través de una superficie envolvente metálica conductora o bien superficie de la bobina, que cubre una envolvente, tiene aproximadamente de 6 a 9 centímetros y está configurada de tal forma que después de pasar a través de la válvula cardiaca derecha rellena a ser posible toda la longitud del ventrículo derecho del corazón en el eje longitudinal: en este caso, se inserta el electrodo de bobina de ventrículo cardiaco 30 suelto en el ventrículo cardiaco derecho, siendo amarrado distal pasivo y pudiendo apoyarse en la pared del ventrículo o en el tabique.

El otro electrodo 140 es un electrodo de superficie, previsto para el posicionamiento sobre el músculo cardiaco. Puede estar configurado, por ejemplo, de acuerdo con la enseñanza del documento US 2008/0195163 A1. Este electrodo de superficie 40 se aplica sobre el lado izquierdo del músculo cardiaco, epicardial frente al ventrículo cardiaco derecho.

En el caso de una impulsión de los dos electrodos 30 y 140 con una diferencia de potencial a través del circuito de control 50, transmitida a través de los hilos y cables de conexión 51 y 52, respectivamente, aislados frente al medio ambiente, entonces fluye una corriente continua de acuerdo con las flechas 155 a través del músculo cardiaco. Este flujo de corriente está simbolizado aquí por dos flechas, puesto que el flujo de corriente se ensancha aquí en forma de abanico desde una superficie esencialmente dimensional longitudinal desde la superficie orientada esencialmente longitudinal del electrodo de bobina 30 hacia el electrodo de superficie 140 y de esta manera cubre un abanico. Vista corporalmente, la corriente continua atraviesa un prisma; por lo tanto, a partir de un canto (del prisma) hacia su superficie de base en el electrodo de parche.

Por definición, un prisma es un cuerpo geométrico, cuyos cantos laterales están paralelos y tienen la misma longitud y tiene un polígono como superficie de base. Resulta a través del desplazamiento paralelo de un polígono plano a lo largo de una recta que no se encuentra en este plano en el espacio y, por lo tanto, es un poliedro especial. Aquí la recta está predeterminada por el eje longitudinal del electrodo de bobina 30 y el polígono es un triángulo con la punta en el electrodo de bobina 30 y con un lado de base que corresponde a la anchura del electrodo de superficie 140. Si estos bordes laterales 141 del electrodo de superficie 140 no se colocan paralelos a la alineación de los electrodos de bobina, es un prisma girado. En todos los casos se cubre por los dos electrodos 30 y 140 un cuerpo espacial competente, que garantiza que la corriente continua cedida por el circuito de control 50 fluya a través de una zona parcial igualmente competente del músculo cardiaco izquierdo y en una extensión algo reducida también del músculo cardiaco derecho. La descripción de la geometría del cuerpo, a través del cual fluye la corriente, por medio de un prisma es una consideración de aproximación, puesto que se puede partir de que el electrón no flota libremente, sino que está fijado pasivamente en su punta distal y entonces se apoya en la pared del ventrículo. Las líneas de limitación del cuerpo no son seguramente rectas, sino curvadas y entonces resulta el cuerpo extendido sólo aproximadamente como un prisma. Pero es esencial el canto "estrecho" sobre uno de los lados, que se forma a

través del electrodo de bobina y la “superficie de fondo ancha” sobre el otro lado, que se forma por el electrodo de parche.

5 Un electrodo de bobina 30 para el empleo en este conjunto 120 se representa en detalle ampliado en la figura 3. La figura 3 muestra una representación esquemática de un electrodo de bobina para el empleo como electrodo de ventrículo cardiaco en un ejemplo de realización de acuerdo con la figura 1 o la figura 2. Este electrodo 30 presenta menos elementos formadores que un electrodo de bobina habitual.

10 La línea de alimentación 51 dispone de un núcleo conductor 58 de un hilo, que está rodeado por una envolvente aislante 59. La envolvente 59 termina en una zona delante del electrodo 30, que es el extremo 31 vuelto largo descrito en relación con las figuras 1 y 2. En este caso, el núcleo 58 de un hilo sale en la zona de transición 35 desde la envolvente 59. El núcleo 33 de la punta del electrodo presenta un diámetro más pequeño que la envolvente 59, que está configurado de manera más ventajosa de tal forma que el diámetro total del electrodo 30, formado por la espira y el núcleo 33 de la punta del electrodo, es siempre todavía menor o como máximo del mismo tamaño que la envolvente 59.

15 El electrodo de bobina 30 de la figura 3 presenta entonces una punta 36, en particular una punta 36 con tres extremos libres 37, que forman un triángulo especialmente en la punta. Aunque esto no se puede reconocer bien en la figura 3, los extremos libres se encuentran de una manera más ventajosa en el mismo plano transversalmente al eje longitudinal del cuerpo del electrodo 30. Los extremos libres 37 están conectados en una sola pieza con el núcleo 33 de la punta del electrodo y entonces con el cuerpo 59 del electrodo y están constituidos de un material no conductor. De esta manera se puede amarrar la punta del electrodo 36 en el tejido del músculo cardiaco o bien en la trabécula, sin introducir una corriente en el tejido. La corriente es acondicionada por las espiras 31 sobre la longitud de la cabeza 30 y atraviesa el músculo cardiaco en su zona central y no como en el caso de los electrodos de choque en la zona del anclaje.

20 La figura 4 muestra una segunda forma de realización del electrodo, en la que el electrodo 30 está constituido por una o varias espiras metálicas 31 conductoras de electricidad y por un extremo distal como 32, formado por la o las últimas espiras. Aquí de manera más ventajosa el extremo no conductor 32 del electrodo se extiende sobre la zona de las espiras, de manera que en el caso de una inserción suelta del electrodo 30 en el ventrículo cardiaco derecho, esta punta se apoya a través de su posición de avance o su peso en la punta del ventrículo cardiaco derecho, pero precisamente, como el electrodo de acuerdo con la figura 3, no acondiciona una alimentación directa en esta punta del ventrículo cardiaco derecho. La espira 31 está configurada más estrecha en el electrodo de acuerdo con la figura 4, de manera que después de la salida desde la envolvente del electrodo, la espira acondiciona una superficie conductora continua, sin que exista una visión sobre el núcleo central. De esta manera, es posible una cesión uniforme de la corriente desde una superficie coherente.

25 La figura 5 muestra una representación esquemática de una punta de anclaje 60 de un electrodo de bobina de acuerdo con un ejemplo de realización de la invención para el empleo como electrodo del ventrículo cardiaco de acuerdo con la figura 1 o la figura 2, y la figura 6 muestra una sección transversal de la punta de anclaje 60 a lo largo de la línea VI-VI en la figura 5, que está colocada sobre una punta del electrodo de bobina.

30 La zona de anclaje 60 comprende una punta con un extremo como 32 y desde este extremo como 32 se dirigen cuatro puntas de anclaje 37. A continuación sigue una zona de transición 39, que puede tener una longitud de 1 a 3 centímetros. Esta zona de transición 39 pasa entonces sobre un espesamiento 63 a una zona de unión cilíndrica plana 62, que están unidas fijamente como conector distal con el electrodo. El anclaje 70 está constituido totalmente de material aislante de electricidad, en particular de un plástico.

35 Las puntas de anclaje 37 están conectadas de una sola pieza con el anclaje cilíndrico hueco 70, como se deduce especialmente a partir de la sección transversal de la figura 6, estando dobladas hacia atrás aquí alrededor de 45 grados frente al eje longitudinal del anclaje, es decir, en la dirección de la zona conductora del electrodo de bobina. El conector 61 está colocado sobre una sección metálica del electrodo 30 que se extiende en el anclaje cilíndrico hueco 70. El anclaje está fijado pasivo sobre el electrodo. La caperuza extrema 75 en la zona extrema delantera del anclaje 70, especialmente en la zona entre las puntas de anclaje 37 las estabiliza y cierra el extremo distal del electrodo para evitar que un mandril insertado choque a través del anclaje 70. La caperuza extrema 75 tiene una unión positiva sobre el lado interior del anclaje 70 para reforzar la unión realizada de manera ventajosa por medio de adhesivo del alambre del electrodo, la caperuza extrema 75, la fijación distal 61 y el anclaje 70, de manera que existe una resistencia funcional elevada bajo carga de tracción. La caperuza extrema 75 propiamente dicha es cilíndrica hueca y aloja la punta metálica conducida a través de ella del electrodo en su interior.

60 LISTA DE SIGNOS DE REFERENCIA

- 10 Corazón
- 20 Conjunto de electrodos

	30	Electrodo de bobina de ventrículo cardiaco
	31	Espira conductora de electricidad
	32	Extremo tomo
	33	Núcleo de la punta del electrodo
5	35	Salida
	36	Punta del electrodo
	37	Puntas de anclaje
	38	Núcleo
	39	Zona de transición
10	40	Electrodo de bobina de seno coronario
	50	Circuito de control
	51	Línea de alimentación de un hilo
	52	Línea de alimentación de un hilo
	55	Flecha del flujo de corriente
15	58	Línea de un hilo
	59	Envolvente de aislamiento
	60	Zona de anclaje
	61	Conector distal
	62	Conector cilíndrico plano
20	63	Espesamiento
	70	Anclaje
	75	Caperuza extrema
	140	Electrodo de superficie
	141	Canto del electrodo de superficie
25	152	Línea de alimentación de un hilo
	155	Flechas de superficie

30

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20, 120) con dos electrodos implantables (30; 140) y un circuito de control (50), en el que el primero y el segundo electrodos (30; 140) están conectados eléctricamente con el circuito de control (50), en el que el circuito de control (50) está configurado para establecer una diferencia de potencial entre los dos electrodos (30; 140), de manera que entre los dos electrodos (30; 140) puede fluir una corriente continua (55; 155), en el que uno de los electrodos (30) es un electrodo de bobina, **caracterizado** porque el contra electrodo (140) es un electrodo de superficie para la aplicación sobre el lado exterior del ventrículo cardiaco izquierdo.
- 10 2. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** porque la conexión eléctrica entre el primero y el segundo electrodos (30; 140) y el circuito de control (50) está prevista como líneas aisladas de un hilo (51, 52, 152).
- 15 3. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 ó 2, **caracterizado** porque el primer electrodo de bobina (30) está constituido esencialmente de una o varias espiras, que están enrolladas alrededor de un núcleo (33) fabricado de un material aislante de electricidad del electrodo, que está conectado en una pieza con la envolvente aislante (59) de la línea de alimentación.
- 20 4. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con la reivindicación 3, **caracterizado** porque el extremo distal (32) del primer electrodo de bobina (30) es romo y se proyecta más allá del extremo de la(s) espira(s).
- 25 5. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con la reivindicación 3, **caracterizado** porque el extremo distal (32) del primer electrodo de bobina (30) está constituido por varios extremos libres que se separan entre sí, que se proyectan sobre el extremo de la(s) espira(s).
- 30 6. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con la reivindicación 5, **caracterizado** porque los extremos libres terminan en punta y/o están configurados en forma de gancho.
- 35 7. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado** porque el electrodo de bobina (30) presenta una longitud máxima predeterminada por la distancia entre válvula tricúspide cardiaca y la válvula tricúspide cardiaca y el extremo opuesto a la válvula pulmonar del ventrículo derecho del corazón entre 4 y 12 centímetros.
8. Conjunto de electrodos de corriente continua implantable (20) de acuerdo con la reivindicación 7, **caracterizado** porque el electrodo de bobina (30) tiene una longitud entre 6 y 10 centímetros.

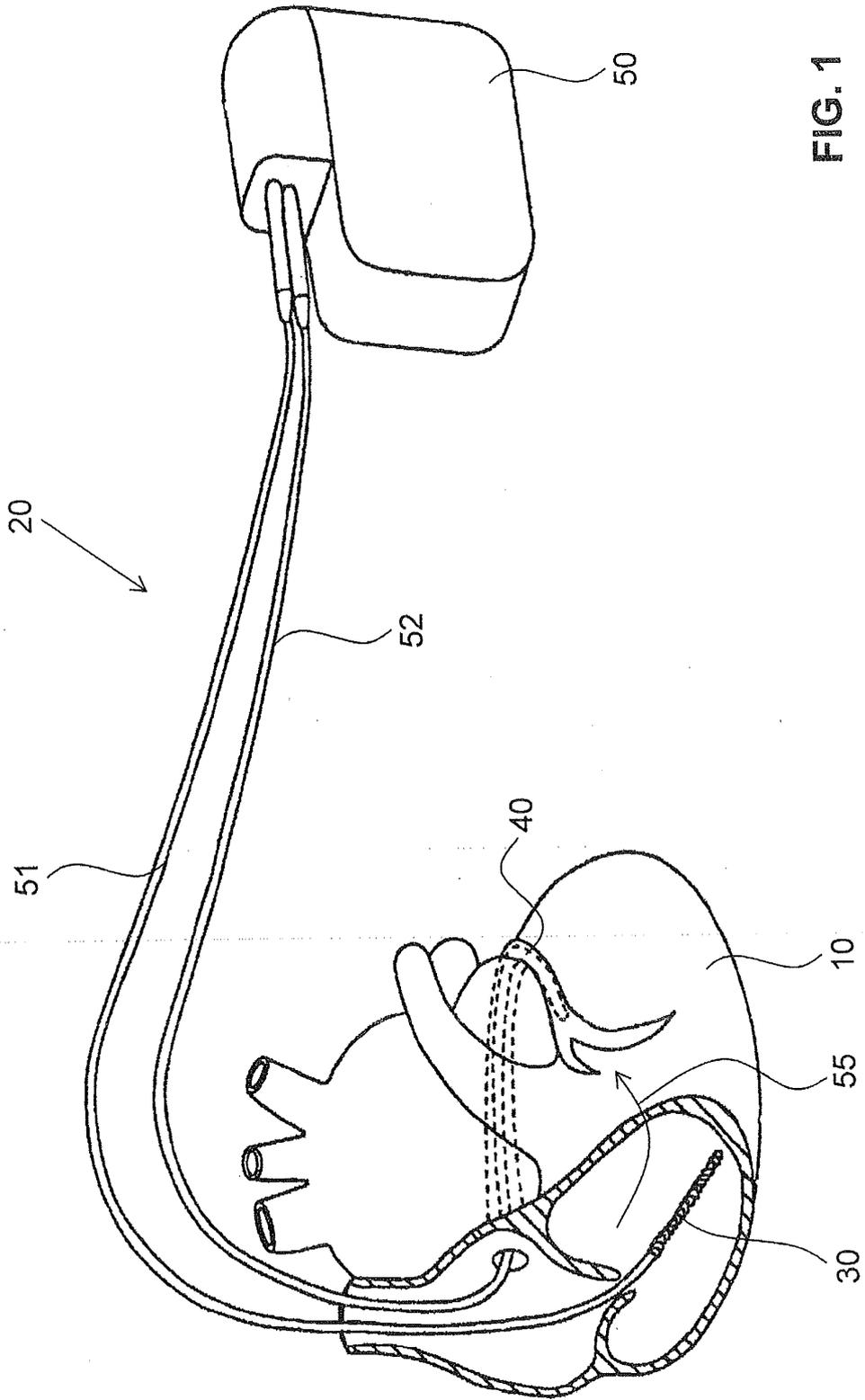
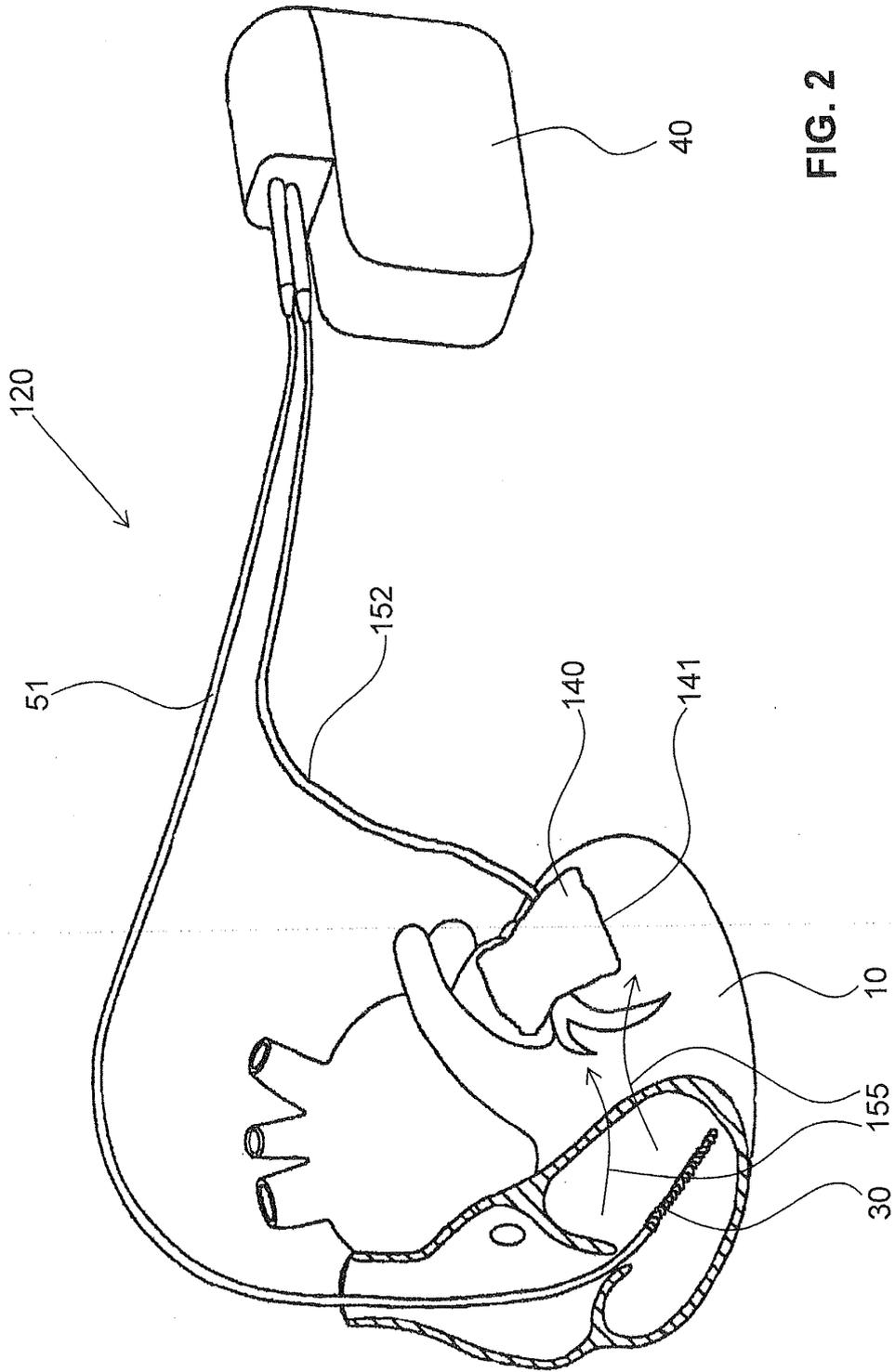


FIG. 1



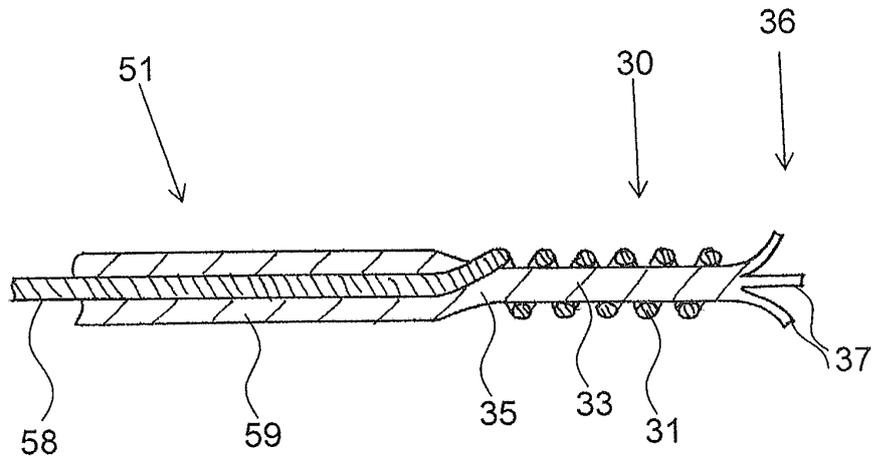


FIG. 3

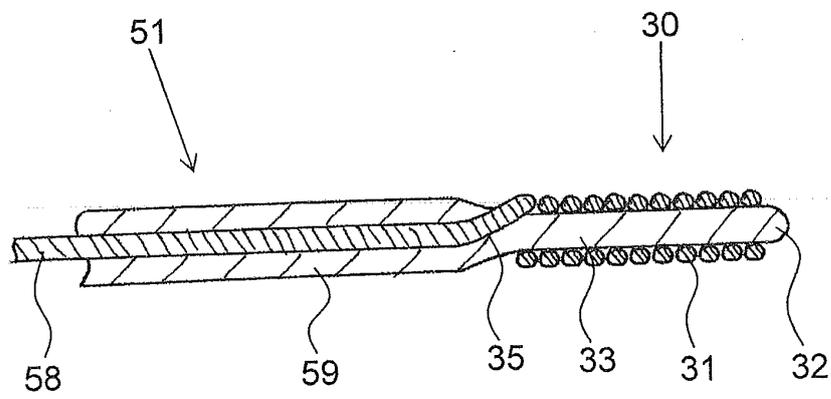


FIG. 4

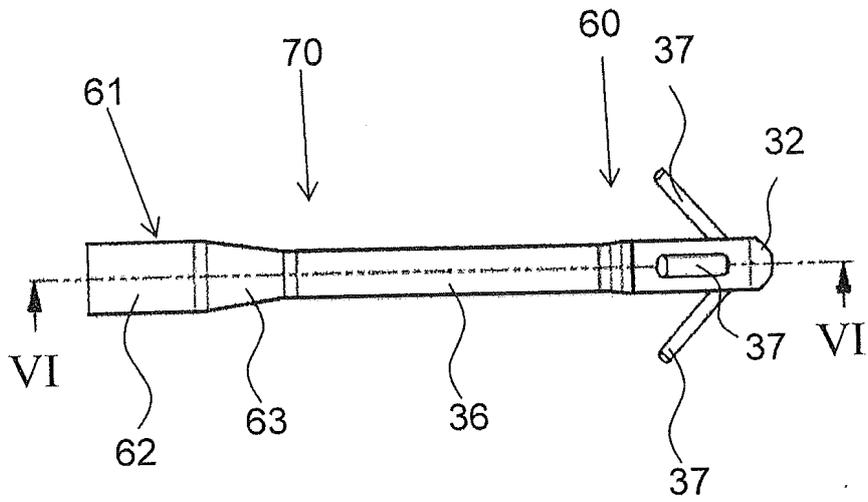


FIG. 5

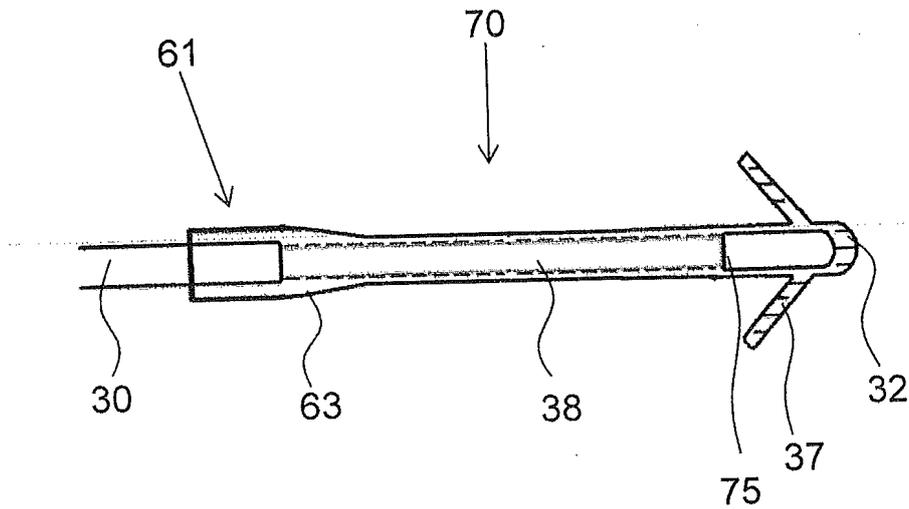


FIG. 6