

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 694 132**

51 Int. Cl.:

A61N 1/375 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.06.2014 PCT/EP2014/062224**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.12.2014 WO14198822**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.06.2014 E 14730506 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.08.2018 EP 3007764**

54 Título: **Sistema de estimulador cardiaco con un dispositivo de retención**

30 Prioridad:

12.06.2013 EP 13002991

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

18.12.2018

73 Titular/es:

**GUTERSOHN, ACHIM (100.0%)
Kringelkamp 4
49377 Vechta, DE**

72 Inventor/es:

GUTERSOHN, ACHIM

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 694 132 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).

DESCRIPCION

Sistema de estimulador cardiaco con un dispositivo de retención

5 La invención se refiere a un sistema estimulador cardiaco con un aparato de control, que presenta una fuente de energía, un control electrónico y una primera superficie de contacto eléctrico así como una primera sonda para la disposición en o junto a un primer ventrículo.

10 Tales sistemas estimuladores cardiacos se conocen desde hace decenios. El aparato de control contiene un generador de impulsos y estimula a través de la sonda un músculo cardiaco con la ayuda de impulsos eléctricos para excitarlo a contracciones. En los sistemas estimuladores cardiacos conocidos, las sondas pueden presentar una doble función. Por una parte, sirven para la emisión de impulsos eléctricos, por otra parte alimentan al aparato de control potenciales eléctricos desde el corazón para poder supervisar su función y poder reaccionar, por ejemplo, a irregularidades. De la misma manera se conocen sistemas estimuladores cardiacos de dos o tres cámaras, en los que se disponen varias sondas en diferentes ventrículos. De esta manera, por ejemplo, con la ayuda de una estimulación activada se puede puentear un trastorno del conducto entre aurícula y ventrículo y se puede tratar con éxito. Los sistemas estimuladores cardiacos modernos se emplean para el tratamiento de los más diferentes trastornos, en particular para la terapia de resincronización cardiaca (CRT, cardiac resynchronization therapy).

20 En la mayoría de los sistemas estimuladores cardiacos que se encuentran en uso, se implanta el aparato de control de forma subcutánea en el tejido graso, con frecuencia por encima de un pecho debajo de la clavícula o también debajo de un músculo pectoral grande. La o las sondas son guiadas, en general, por vía transvenosa hacia el o los ventrículos respectivos, lo que requiere la utilización de líneas eléctricas relativamente largas.

25 Se conoce a partir de la publicación EP 0 306 443 A2 un conector coaxial para un estimulador cardiaco de este tipo con aparato de control a implantar de forma subcutánea.

30 Un extremo del conector coaxial está previsto para enchufar el aparato de control y presenta dos superficies de contacto. Desde el otro extremo del conector coaxial están guiados dos electrodos conectados con estas superficies de contacto. Ni el aparato de control ni el conector coaxial conectado con él son adecuados para la inserción en un vaso sanguíneo.

35 De la misma manera se conocen, por ejemplo, a partir de la publicación EP 2 471 447 A1 los llamados sistemas estimuladores cardiacos sin cable (leadless pacemaker). Éstos presentan un aparato de control miniaturizado, que se dispone directamente en o junto al ventrículo respectivo. Para la fijación, los sistemas conocidos a partir de esta publicación presentan un elemento de anclaje en forma de espiral, que se puede amarrar directamente en el músculo cardiaco. Tales sistemas sólo son adecuados en primer lugar para el tratamiento de un único ventrículo. Si deben incluirse en la terapia varias cámaras cardiacas, por ejemplo aurícula derecha y ventrículo derecho, se pueden implantar varios sistemas estimuladores cardiacos de este tipo, que deben comunicarse entre sí. Una conexión por radio en principio posible a tal fin es desfavorable debido al consumo de energía relativamente alto. Por lo tanto, la publicación mencionada propone una comunicación entre varios sistemas estimuladores cardiacos de este tipo a través de la línea de señales eléctricas a través del tejido. Sin embargo, el consumo de energía de tales sistemas estimuladores cardiacos representa un problema, puesto que debido a la miniaturización necesaria sólo se pueden emplear baterías muy pequeñas. Si el necesario un cambio de batería, esto requiere una intervención médica costosa para la explantación de todo el sistema.

50 Para la implantación y explantación de sistemas estimuladores cardiacos sin cables conocidos se emplean sistemas de implantes especiales, como se describen, por ejemplo, en la publicación WO 2012/082735 A1. Sin embargo, debido al anclaje del músculo cardiaco, también en el caso de utilización de tales sistemas, existe siempre el riesgo de un daño del músculo cardiaco, tanto durante la implantación como también durante la explantación.

55 Se conoce a partir de la publicación US 2008/0288039 A1 un sistema estimulador cardiaco implantable en un vaso sanguíneo, que presenta un aparato de control y una línea eléctrica. Para la implantación se puede insertar un alambre de guía a través de un orificio de paso en el aparato de control en un lumen de la línea eléctrica, de manera que el sistema se puede avanzar en una disposición extendida longitudinal en su lugar determinado. Después de la retirada del alambre de guía, se enrolla la línea eléctrica en forma de espiral y se apoya en un vaso sanguíneo, con lo que se fija el sistema estimulador cardiaco en el vaso sanguíneo. Para retirar el sistema estimulador cardiaco fuera del vaso sanguíneo, se puede insertar el alambre de guía de nuevo a través del orificio de paso del aparato de control en el lumen de la línea eléctrica, de manera que la línea eléctrica adopta de nuevo su forma extendida.

60 Se conoce a partir del documento US 2008/0077219 A1 un sistema estimulador cardiaco con las características del preámbulo de la reivindicación 1.

Partiendo de ello, el cometido de la invención es proporcionar un sistema estimulador cardiaco con un aparato de

control y una sonda, que posibilita en particular para un cambio de batería una sustitución más sencilla del aparato de control y de esta manera simplifica también durante periodos de tiempo más prolongados un funcionamiento fiable.

5 Este cometido se soluciona por medio del sistema estimulador cardiaco con las características de la reivindicación 1. Las configuraciones ventajosas se indican en las reivindicaciones dependientes.

10 La fuente de energía del aparato de control puede ser en particular una batería. El control electrónico está instalado para emitir a través de la primera superficie de contacto impulsos para la estimulación de un músculo cardiaco. Éstos son conducido a través de una primera superficie de contacto eléctrica y el primer elemento de contacto eléctrico hasta la primera sonda. Dado el caso, el control electrónico está configurado, además, para evaluar las señales derivadas desde la primera sonda. A tal fin, la primera sonda puede presentar una o varias líneas eléctricas. Además, el control electrónico puede presentar una instalación de comunicación para el intercambio de datos con un aparato externo.

15 La primera sonda está prevista para la disposición en o junto a un primer ventrículo. Puede estar guiada a tal fin en particular sobre una cava en un músculo cardiaco del primer ventrículo. En principio, también es posible una disposición de la primera sonda dentro del primer ventrículo. También en este caso, la primera sonda puede estar dispuesta en el músculo cardiaco respectivo. El primer ventrículo puede ser en particular el ventrículo izquierdo.

20 El sistema estimulador cardiaco de acuerdo con la invención presenta un dispositivo de retención que se puede insertar en un vaso sanguíneo para el aparato de control. El dispositivo de retención está adaptado en este caso en particular con respecto a sus dimensiones a las dimensiones del vaso sanguíneo, en el que debe insertarse el dispositivo. Se inserta o se implanta en el vaso sanguíneo respectivo y puede permanecer allí durante un periodo de tiempo más prolongado, en particular también durante una sustitución del aparato de control. Que el dispositivo de retención se puede insertar en el vaso sanguíneo significa que está configurado para proporcionar una fijación y/o anclaje duraderos del sistema estimulador cardiaco en el vaso sanguíneo. En este caso no perjudica más de lo razonable el flujo sanguíneo en el vaso sanguíneo. Por ejemplo, las dimensiones del sistema estimulador cardiaco pueden estar adaptadas al vaso sanguíneo objetivo de tal manera que se reduce una sección transversal abierta del vaso sanguíneo a través del sistema estimulador cardiaco como máximo el 75 %, con preferencia sólo como máximo el 50 % o como máximo el 25 %.

25 El dispositivo de retención presenta un elemento de retención para la fijación desprendible del aparato de control en el dispositivo de retención. A tal fin, el aparato de control puede presentar secciones de retención correspondientes, que colaboran con el elemento de retención. En particular, el aparato de control se puede insertar en el dispositivo de retención o se puede amarrar allí. En el estado fijado en el dispositivo de retención, el aparato de control se encuentra entonces en una posición predeterminada fijamente con relación al dispositivo de retención.

35 El dispositivo de retención presenta un primer elemento de contacto eléctrico, que está conectado eléctricamente con la primera sonda. De esta manera, la primera sonda o bien una parte de la misma está integrada en el dispositivo de retención. Cuando el aparato de control está fijado en el dispositivo de retención, el primer elemento de contacto eléctrico está en contacto eléctrico con la primera superficie de contacto. De esta manera, durante la fijación del aparato de control en el dispositivo de retención se establece de forma automática un contacto eléctrico entre el aparato de control y la primera sonda. Por lo tanto, en el caso de una sustitución del aparato de control, no es necesario modificar o palpar el posicionamiento de la primera sonda en o junto al primer ventrículo. No obstante, el aparato de control se encuentra mucho más cerca que un sistema estimulador cardiaco convencional, implantado de forma subcutánea, del ventrículo izquierdo. Las líneas de conexión entre la sonda y el aparato de control se pueden realizar, por lo tanto, esencialmente más cortas, lo que contribuye a un funcionamiento sin problemas del sistema estimulador cardiaco también durante periodos de tiempo más largos.

40 La invención simplifica la intervención médica necesaria para la sustitución del aparato de control de dos maneras. Por una parte, el aparato de control se encuentra, dado el caso, en un vaso sanguíneo relativamente grande, de manera que es accesible mucho más fácilmente que un sistema estimulador cardiaco sin cables dispuesto directamente en o junto a un ventrículo. Por otra parte, el elemento de retención del dispositivo de retención posibilita una fijación desprendible del aparato de control, de manera que existe para la inserción y para la retirada del aparato de control una interfaz sencilla y fiable, dado el caso, diseñada para sustitución múltiple. En particular, el tejido del paciente no tiene que ser palpado en el entorno del sistema estimulador cardiaco para una sustitución del aparato de control.

45 En una configuración, el aparato de control se puede insertar en el dispositivo de retención. De acuerdo con ello, el aparato de control se encuentra total o parcialmente dentro del dispositivo de retención y/o está rodeado total o parcialmente por el dispositivo de retención. Esto da como resultado una disposición especialmente compacta.

50 En una configuración, el sistema estimulador cardiaco tiene una segunda sonda para la disposición en o junto a un

segundo ventrículo, en el que el sistema de control presenta una segunda superficie de contacto eléctrico y el dispositivo de retención presenta un segundo elemento de contacto eléctrico, que está conectado eléctricamente con la segunda sonda y en el que, cuando el aparato de control está fijado en el dispositivo de retención, está en contacto eléctrico con la segunda superficie de contacto. De esta manera, el aparato de control se puede conectar del mismo modo fácilmente como se ha descrito anteriormente para la primera sonda, durante la fijación en el dispositivo de retención de forma automática con la segunda sonda. Esto posibilita una operación de dos cámaras del sistema estimulador cardíaco, de modo que, frente a los aparatos de control convencionales, implantados de forma subcutánea, no se produce un consumo elevado de energía, puesto que no es necesaria una comunicación de diferentes aparatos a través de una comunicación por radio o de otra manera. Se entiende que el sistema estimulador cardíaco puede estar equipado de manera opcional, en particular para una operación de tres cámaras, con una tercera sonda configurada de forma correspondiente para la disposición en o junto a una tercera cámara cardíaca. En este caso, el aparato de control puede presentar una tercera superficie de contacto eléctrico y el dispositivo de retención puede presentar un tercer elemento de contacto eléctrico, que está conectado eléctricamente con la tercera sonda y que, cuando el aparato de control está fijado en el dispositivo de retención, está en contacto eléctrico con la tercera superficie de contacto. La segunda cámara cardíaca puede ser en particular el atrio izquierdo, la tercera cámara cardíaca puede ser en particular el ventrículo derecho.

En una configuración, el dispositivo de retención está configurado para la inserción en un seno venoso coronario. El seno venoso coronario es especialmente adecuado, debido a su diámetro relativamente grande y a su disposición en la proximidad inmediata de las cámaras cardíacas a tratar, para la inserción del dispositivo de retención de acuerdo con la invención. Otra ventaja consiste en que a través de otros vasos sanguíneos, conectados con el seno venoso coronario, se pueden conducir sondas hacia varias cámaras cardíacas a tratar.

En una configuración, el dispositivo de retención presenta un cuerpo en forma de tubo, que se apoya en el estado insertado en el vaso sanguíneo, en una pared del vaso. De esta manera se puede disponer el dispositivo de retención de manera duradera en el lugar deseado en el vaso sanguíneo.

En una configuración, el cuerpo en forma de tubo presenta un trenzado, un tejido o un bastidor de alambre o chapa. En particular, el cuerpo en forma de tubo puede ser una endoprótesis vascular. La elasticidad y la resistencia del cuerpo en forma de tubo se pueden seleccionar de tal manera que es posible una inserción sin problemas del dispositivo de retención en el vaso sanguíneo en el lugar deseado y el cuerpo en forma de tubo encuentra una retención fiable después de la inserción en la pared del vaso sanguíneo. El alambre o la chapa pueden estar constituidos, en principio, de un metal biocompatible opcional o también de un material de plástico. Es especialmente adecuado Nitinol. Los alambres pueden estar conectados entre sí en puntos de cruce, por ejemplo por medio de abrazaderas o por medio de soldadura. Si el cuerpo en forma de tubo presenta una chapa, ésta puede estar provista con una pluralidad de orificios y se pueden cortar por láser, por ejemplo, antes o después del moldeo en la configuración en forma de tubo.

En una configuración, el elemento de retención está dispuesto de tal forma que el aparato de control fijado allí está dispuesto en el interior del cuerpo en forma de tubo, de manera que presenta por todas partes una distancia con respecto al cuerpo en forma de tubo. Por lo tanto, permanece un espacio libre en forma de anillo alrededor del aparato de control, lo que posibilita un flujo de sangre suficiente a través del vaso sanguíneo y evita turbulencias de la circulación en la zona de la pared del vaso sanguíneo, que pueden conducir a largo plazo a problemas.

En una configuración, el dispositivo de retención presenta un primer extremo, un segundo extremo y una sección media, de manera que el elemento de retención está dispuesto en la sección media y la primera sonda presenta una línea eléctrica, que está guiada en el primer extremo fuera del dispositivo de retención. La sección media está dispuesta entre el primer extremo y el segundo extremo. Una parte de la primera línea eléctrica está integrada, por lo tanto, en el dispositivo de retención. Esta parte puede estar formada en particular por un alambre dado el caso aislado del dispositivo de retención propiamente dicho o puede estar fijada en el dispositivo de retención. En ambos casos, se evita un movimiento de la primera línea eléctrica en la zona del dispositivo de retención, lo que contrarresta un desgaste de la primera línea eléctrica en esta zona sensible. La primera línea eléctrica puede presentar una longitud en el intervalo de 3 mm a 150 mm, en particular en el intervalo de 10 mm a 100 mm.

En una configuración, la segunda sonda presenta una segunda línea eléctrica, que está guiada en el segundo extremo fuera del dispositivo de retención. En particular, el segundo extremo puede estar opuesto al primer extremo. De esta manera resultan en primer lugar las ventajas explicadas anteriormente en conexión con la primera línea eléctrica. Por otra parte, se simplifica el posicionamiento de las dos sondas porque las líneas eléctricas que deben disponerse fuera del dispositivo de retención, están guiadas ya en una posición óptima fuera del dispositivo de retención. Se evita que la primera línea eléctrica y la segunda línea eléctrica se rocen entre sí o se influyan de manera desfavorable de otra forma mutuamente. La segunda línea eléctrica puede presentar una longitud en el intervalo de 3 mm a 150 mm, en particular en el intervalo de 10 mm a 100 mm.

En una configuración, el elemento de retención presenta un anillo y al menos un tirante transversal que se extiende

5 desde el anillo mirando a su centro, de manera que el aparato de control se fija en el al menos un tirante transversal. El diámetro exterior del anillo puede corresponder en particular aproximadamente al diámetro interior del vaso sanguíneo previsto para la inserción del dispositivo de retención. El anillo puede estar dispuesto en particular en la dirección circunferencial del vaso sanguíneo en el dispositivo de retención. El anillo puede estar conectado fijamente con el cuerpo en forma de tubo o se puede insertar posteriormente en éste y se puede fijar allí. El anillo puede estar constituido de un material biocompatible o puede presentar tal material, por ejemplo titanio, nitinol o un material de plástico adecuado. El tirante transversal puede estar configurado de una sola pieza con el anillo o puede estar fijado en el anillo. Apunta al centro del anillo, pero no se extiende necesariamente hasta el centro.

10 No obstante, también es posible un tirante transversal que se extiende sobre todo el diámetro del anillo. El tirante transversal ofrece la posibilidad de fijar el aparato de control en una posición óptima dentro del anillo o bien del dispositivo de retención.

15 En una configuración, están presentes dos tirantes transversales que apuntan hacia el centro del anillo, que terminan a una distancia entre sí en posiciones opuestas entre sí y presentan allí en cada caso uno de los elementos de contacto. En este caso, el aparato de control se puede insertar entre los extremos libres de los dos tirantes transversales. Los tirantes transversales pueden realizar entonces al mismo tiempo la fijación mecánica del aparato de control y establecer el contacto eléctrico en las dos sondas. En particular, toda la carcasa puede presentar una forma hidrodinámica aerodinámica. La carcasa puede estar constituida de un material biocompatible, por ejemplo como se ha explicado ya con relación al anillo.

20 En una configuración, el aparato de control presenta un orificio para el paso de un alambre de guía. Con la ayuda del alambre de guía se puede avanzar el aparato de control a través de un vaso sanguíneo hasta el lugar del dispositivo de retención. El orificio puede ser a tal fin especialmente un orificio de paso. Se puede extender en particular en la dirección longitudinal de la carcasa. Puede estar dispuesto a lo largo de un eje medio longitudinal de la carcasa y con preferencia está cerca de un borde exterior de la carcasa.

25 En una configuración, el aparato de control presenta medios de guía, que colaboran con el elemento de retención, para guiar el aparato de control cuando se dispone en el dispositivo de retención a una posición de fijación definida con relación al dispositivo de retención. Los medios de guía pueden ser, por ejemplo, superficies de guía, nervaduras de guía, ranuras de guía o pasadores de guía. En particular, los medios de guía pueden presentar una superficie inclinada que, cuando el aparato de control se aproxima al elemento de retención, provocan una rotación del aparato de control alrededor de su eje longitudinal. El elemento de retención puede presentar de la misma manera unas superficies de guía, que colaboran con los medios de guía del aparato de control.

30 En una configuración, las superficies de contacto están clocadas opuestas entre sí en el aparato de control. Esto es ventajoso, por una parte, para un aislamiento eléctrico de las superficies de contacto entre sí. Por otra parte, posibilita una contacto eléctrico especialmente fiable sobre los dos elementos de contacto eléctrico, porque las fuerzas ejercidas por éstos sobre las superficies de contacto favorecen de la misma manera ambos contactos eléctricos.

35 A continuación se explica en detalle la invención con la ayuda de un ejemplo de realización representado en las figuras. En este caso:

40 La figura 1 muestra un sistema estimulador cardíaco de acuerdo con la invención en una representación en perspectiva, simplificada parcialmente esquemática.

45 La figura 2 muestra una parte del dispositivo de retención y el aparato de control de la figura 1 en otra representación en perspectiva.

50 La figura 3 muestra otra vista en perspectiva de los elementos representados en la figura 2 del sistema estimulador cardíaco.

55 El sistema estimulador cardíaco de la figura 1 tiene un aparato de control 10, un dispositivo de retención 12, una primera sonda 14 y una segunda sonda 16. El dispositivo de retención 12 presenta un cuerpo 18 en forma de tubo del jaula de alambres de nitinol. Este cuerpo 18 en forma de tubo se representa sólo parcialmente en la figura 1. En realidad, el cuerpo 18 en forma de tubo está configurado aproximadamente de forma circular en la sección transversal y rodea totalmente el aparato de control 10. El cuerpo 18 en forma de tubo presenta una cierta elasticidad y está configurado para apoyarse en el lado interior de una pared de un vaso sanguíneo, en el que se inserta el dispositivo de retención.

60 El dispositivo de retención 12 presenta, además, un anillo 20, que está fijado en el lado interior del cuerpo 18 en forma de tubo. Partiendo del lado interior del anillo 20, un primer tirante transversal 22 se extiende en dirección hacia el centro del anillo 20. Éste termina a una distancia del punto medio del anillo 20. Un segundo tirante transversal 24

(ver las figuras 2 y 3) se cubre en la figura 1 por el aparato de control 10.

5 El anillo 20, el primer tirante transversal 22 y el segundo tirante transversal 24 forman en común un elemento de retención para el aparato de control 10, en el que está fijado el aparato de control 10 de forma desprendible. A tal fin, los dos tirantes transversales 22, 24 presentan en cada caso dos superficies inclinadas opuestas entre sí, dispuestas bajo un ángulo entre sí, que colaboran durante la inserción del aparato de control 10 en el dispositivo de retención 12 con superficies de guía 28 dispuestas de la misma manera inclinadas en el aparato de control 10. Respectivamente, dos de estas superficies de guía 28 están configuradas sobre cada lado del aparato de control 10 y delimitan en común una cavidad 30 en forma de V en la superficie, por lo demás, esencialmente cilíndrica circular de la carcasa del aparato de control 10.

15 En el dispositivo de retención 12 están parcialmente integradas la primera sonda 14 y la segunda sonda 16. La primera sonda 14 presenta una primera línea eléctrica 32 y la segunda sonda 16 presenta una segunda línea eléctrica 34. Secciones de estas dos líneas 32, 34 están guiadas a lo largo de un alambre de nitinol del cuerpo 18 en forma de tubo y están fijadas allí. Presentan, además, en cada caso una sección, que sobresale sobre el cuerpo 18 en forma de tubo. En los extremos de estas secciones sobresalientes se ponen las sondas 14, 16 en contacto eléctrico con los músculos cardiacos que deben estimularse o bien explorarse. Las sondas 14, 16 se representan en la figura 1 de forma sólo esquemática simplificada.

20 La primera línea eléctrica 32 conduce desde un primer extremo 36 del cuerpo 18 en forma de tubo hacia una sección media 40 del mismo y se extiende desde allí más sobre el anillo 20 hasta el interior del primer tirante transversal 22. En la zona de la sección de fijación 26, la primera línea eléctrica 32 termina en un primer elemento de contacto eléctrico no representado. Éste está en contacto eléctrico, cuando el aparato de control 10 está fijado en el dispositivo de retención 12, con una primera superficie de contacto del aparato de control, que no se puede reconocer tampoco en particular. De manera correspondiente, la segunda línea eléctrica 34 está guiada desde un segundo extremo 38, que está opuesto al primer extremo 36 del cuerpo 18 en forma de tubo, hacia la sección central 40 y se extiende desde allí sobre el anillo 20 y el segundo tirante transversal 24 hasta una segunda superficie de contacto, que está dispuesta en una sección de fijación 26 en el extremo libre del segundo tirante transversal 24. Cuando el aparato de control 10 está insertado en el dispositivo de retención 12, entra en contacto eléctrico con una segunda superficie de contacto configurada en el aparato de control 10.

35 Se reconoce en la figura 1 que el aparato de control 10 presenta por todos los lados una distancia con respecto al cuerpo 18 en forma de tubo y con respecto al anillo 20. A través del espacio libre entre el anillo 20 y el aparato de control 10 se garantiza una circulación suficiente de la sangre a través de un vaso sanguíneo, en el que está insertado el dispositivo de retención 12.

40 Otros detalles del aparato de control 10 se pueden reconocer mejor en las figuras 2 y 3, en las que no se muestra el cuerpo 18 en forma de tubo con la primera y la segunda sondas 14, 16. Se reconoce en la figura 2 que el aparato de control 10 presenta una carcasa cilíndrica en forma de cápsula con una forma extendida alargada. El extremo delantero y el extremo trasero de esta carcasa están configurados redondeados de forma aerodinámica de manera que terminan ligeramente en punta. En un lado de la carcasa se encuentra un orificio 42, que se extiende en la dirección longitudinal del aparato de control 10 a través de su carcasa y a través del cual se puede pasar un alambre de guía. El orificio 42 se encuentra a una distancia lateral de un eje medio longitudinal del aparato de control 10.

45 De la misma manera se puede reconocer bien en la figura 2 el segundo tirante transversal 24 y que el aparato de control 10 está retenido entre el primer tirante transversal 22 y el segundo tirante transversal 24.

50 En la figura 3, la vista está dirigida sobre uno de los extremos del aparato de control 10. Se reconoce de la misma manera el soporte de fijación del aparato de control 10 entre el primer tirante transversal 22 y el segundo tirante transversal 24 y el orificio de paso 42 en un lado del aparato de control 10.

Lista de signos de referencia

- 10 Aparato de control
- 55 12 Dispositivo de retención
- 14 Primera sonda
- 16 Segunda sonda
- 18 Cuerpo en forma de tubo
- 20 Anillo
- 60 22 Primer tirante transversal
- 24 Segundo tirante transversal
- 26 Sección de fijación
- 28 Superficies de guía
- 30 Cavidad

	32	Primera línea eléctrica
	34	Segunda línea eléctrica
	36	Primer extremo
	38	Segundo extremo
5	40	Sección media
	42	Orificio

REIVINDICACIONES

1.- Sistema estimulador cardíaco con

- 5
- un aparato de control (10), que presenta una fuente de energía, un control electrónico y una primera superficie de contacto eléctrico,
 - una primera sonda (14) para la disposición en o junto a una primera cámara cardíaca y
 - un dispositivo de retención (12), que se puede insertar en un vaso sanguíneo, en el que se puede insertar el aparato de control (10) y
- 10
- que presenta un elemento de retención para la fijación desprendible del aparato de control (10) en el dispositivo de retención (12), **caracterizado** porque
 - el dispositivo de retención (12) presenta un primer elemento de contacto eléctrico, que está conectado eléctricamente con la primera sonda (14) y que, cuando el aparato de control (10) está fijado en el dispositivo de retención (12), está en contacto eléctrico con la primera superficie de contacto.

15

2.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado** por una segunda sonda (16) para la disposición en o junto a una segunda cámara cardíaca, en el que el aparato de control (10) presenta una segunda superficie de contacto eléctrico y el dispositivo de retención (12) presenta un segundo elemento de contacto eléctrico, que está conectado eléctricamente con la segunda sonda (16) y que, cuando el aparato de control (10) está fijado en el dispositivo de retención (12), está en contacto eléctrico con la segunda superficie de contacto.

20

3.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque el dispositivo de retención (12) está configurado para la inserción en un seno venoso coronario.

25

4.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque el dispositivo de retención (12) presenta un cuerpo (18) en forma de tubo, que se apoya en el estado insertado en el vaso sanguíneo en una pared del vaso.

30

5.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con la reivindicación 4, **caracterizado** porque el cuerpo (18) en forma de tubo presenta un trenzado, tejido o bastidor de alambre o de chapa.

35

6.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con la reivindicación 4 ó 5, **caracterizado** porque el elemento de retención está dispuesto de tal forma que el aparato de control (10) fijado allí está dispuesto en el interior del cuerpo (18) en forma de tubo, de manera que presenta en todos los lados una distancia con respecto al cuerpo (18) en forma de tubo.

7.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado** porque el aparato de control (10) presenta una carcasa cilíndrica en forma de cápsula.

40

8.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** porque el aparato de control (10) presenta un orificio (42) para el paso de un alambre de guía.

45

9.- Sistema estimulador cardíaco de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** porque el aparato de control (10) presenta medios de guía, que colaboran con el elemento de retención para guiar el aparato de control (10), cuando está dispuesto en el dispositivo de retención (12), a una posición de fijación definida con relación al dispositivo de retención (12).

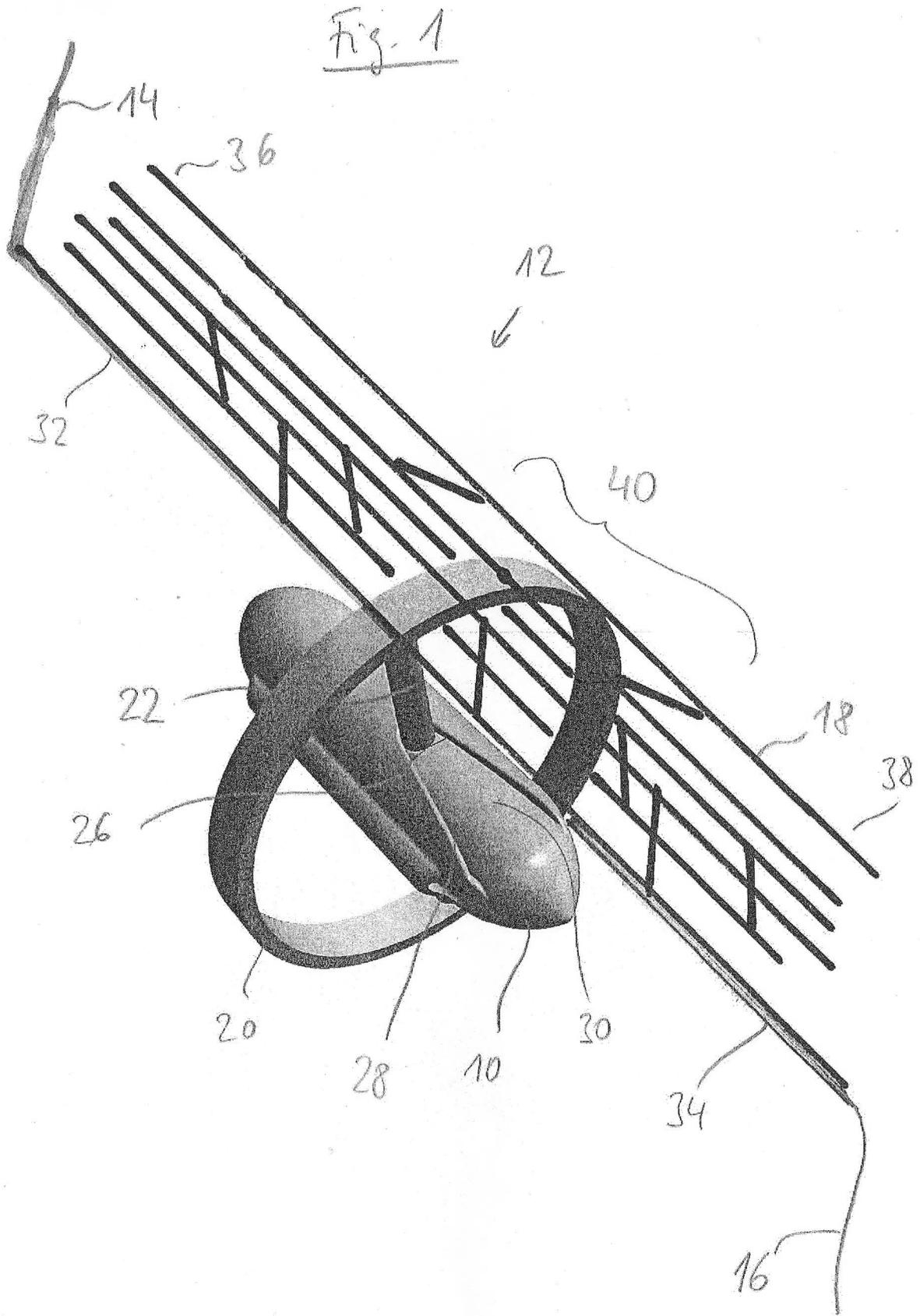


Fig. 2

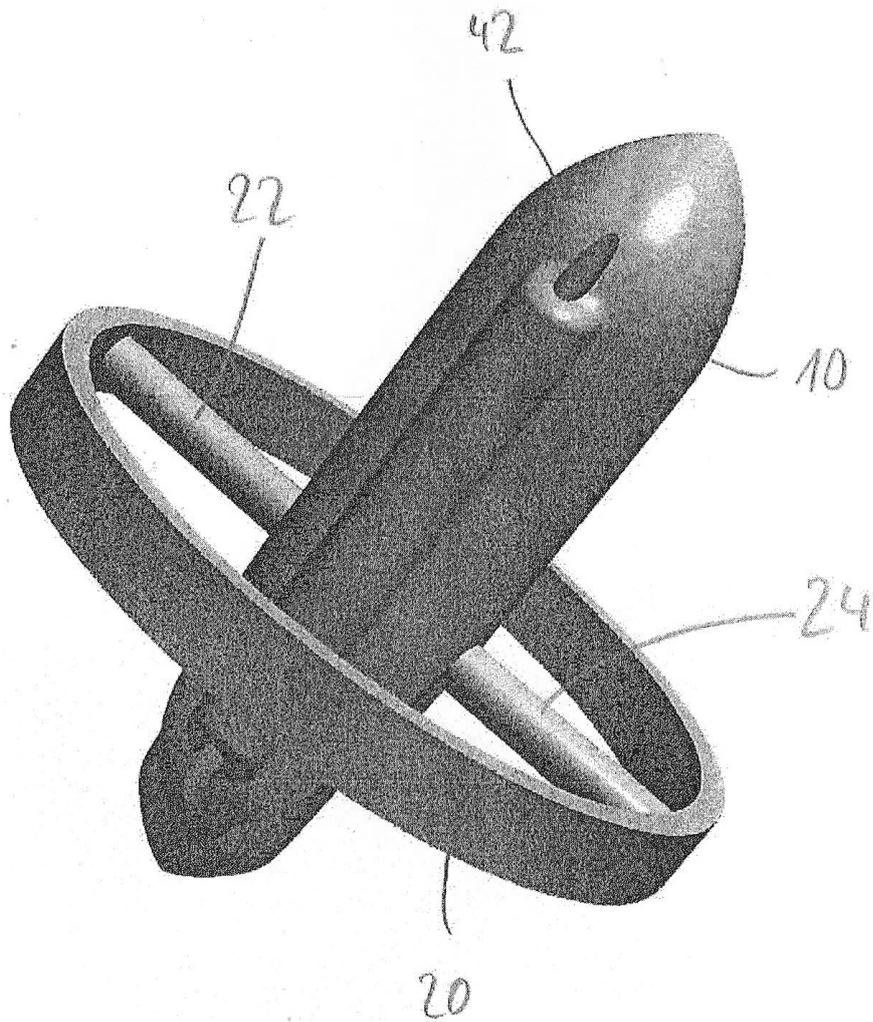


Fig. 3

