

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 731 331**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0428 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.04.2016 PCT/EP2016/057783**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.10.2016 WO16162497**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.04.2016 E 16717116 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.03.2019 EP 3280316**

54 Título: **Sistema y método para procesar señales de catéteres intracardiacos**

30 Prioridad:

10.04.2015 EP 15163168

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

15.11.2019

73 Titular/es:

**CATHVISION APS (100.0%)
Ole Maaløes Vej 3
2200 Copenhagen N, DK**

72 Inventor/es:

**MATTHIESEN, MADS EMIL y
LARSEN, SIGGE NEJST**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 731 331 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 y método para procesar señales de catéteres intracardiacos

La presente invención se refiere en un aspecto a un sistema para registrar señales intracardiacas, y en particular a un sistema para registrar señales intracardiacas que representan potenciales electrofisiológicos de una pluralidad de electrodos en respectivas ubicaciones intracardiacas. En un aspecto adicional, la invención se refiere a un método para procesar señales intracardiacas, en particular a un método para procesar señales intracardiacas que representan potenciales electrofisiológicos sondeados por una pluralidad de electrodos en respectivas ubicaciones intracardiacas. En otro aspecto adicional, la presente invención se refiere a un sistema para realizar procedimientos intracardiacos que incluye etapas de registro de señales intracardiacas y etapas de aplicación de estímulos y/o energía de ablación en ubicaciones intracardiacas.

Antecedentes de la invención

Las mediciones electrofisiológicas intracardiacas se consideran una herramienta importante para comprender y tratar problemas cardíacos, como los fenómenos de arritmia. Las mediciones intracardiacas se obtienen en los llamados procedimientos mínimamente invasivos que utilizan catéteres intracardiacos. El equipo avanzado incluye catéteres de electrodos múltiples que tienen una pluralidad de electrodos que se pueden ubicar dentro del corazón. Dependiendo de los procedimientos a realizar, tales catéteres están en su extremo distal equipados con electrodos configurados para captar un potencial electrofisiológico en la respectiva ubicación de los electrodos. Los potenciales electrofisiológicos pasan a través de conductores eléctricos desde el extremo distal del catéter a una interfaz de conector en el extremo proximal del catéter, y luego al equipo de registro para amplificación, procesamiento, visualización y almacenamiento de señales representativas de los potenciales electrofisiológicos intracardiacos. Las señales electrofisiológicas intracardiacas son la observación de los potenciales electrofisiológicos intracardiacos en función del tiempo, en donde las señales electrofisiológicas intracardiacas se miden amplificando la diferencia de potencial entre un primer terminal y un segundo terminal, en donde al menos el primer terminal está conectado a un electrodo que se coloca dentro del corazón. Las señales intracardiacas obtenidas pueden amplificarse/procesarse y/o digitalizarse aún más para su visualización en una computadora y/o almacenamiento en un medio de almacenamiento digital.

Al registrar/mapear una pluralidad de señales electrofisiológicas de electrodos de señal colocados dentro del corazón, se pueden obtener detalles sobre un estado patológico relacionado con la arritmia cardíaca en un individuo y se puede desarrollar un tratamiento adecuado, como un tratamiento de ablación. Los aspectos de las señales intracardiacas registradas a estudiar incluyen la presencia o ausencia de rasgos característicos en una señal dada, la periodicidad y regularidad de la repetición de las señales, así como la amplitud y morfología de las señales.

Un desafío importante en el registro de señales electrofisiológicas intracardiacas es la interferencia de las fuentes de ruido eléctrico, que es captada por el aparato altamente sensible. Entre las principales causas de dicho ruido se encuentran, en particular, la interferencia prominente de la red eléctrica alrededor de 50 Hz o alrededor de 60 Hz, dependiendo de la norma de frecuencia local para la alimentación de red. Otras fuentes de ruido incluyen el ruido del amplificador interno, los artefactos debidos al movimiento del cableado utilizado para la grabación y las compensaciones de CC del electrodo. El ruido puede incluir componentes de ruido comunes a todas las señales (ruido de modo común) y componentes de ruido que varían de una señal a otra (ruido de modo diferencial).

Procesar las señales, por ejemplo, al filtrar en las frecuencias correspondientes a las fuentes de ruido puede suprimir parte del ruido. Sin embargo, tal filtrado tiende a afectar a la morfología de las señales y, por lo tanto, debe hacerse con el mayor cuidado.

El documento US 2015/0005585 A1 describe un sistema y método para la adquisición de señales de potencial biológico, como, por ejemplo, señales de ECG (electrocardiografía), EEG (electroencefalografía) o EMG (electromiografía). El sistema de adquisición de potencial biológico descrito utiliza múltiples electrodos activos conectados al exterior del cuerpo, en los que cada uno de los electrodos está integrado con un amplificador y un convertidor analógico a digital para la supresión de interferencias captadas por los cables. Una mejora del sistema de adquisición de bio-potencial según el documento US 2015/0005585 A1 reside en el ajuste de la ganancia de los amplificadores para compensar la falta de coincidencia de los componentes mediante la retroalimentación de una señal de prueba de modo común a un control de ganancia ajustable de los amplificadores en los respectivos electrodos activos. Sin embargo, el sistema del documento US 2015/0005585 A1 se basa en el uso de electrodos activos, en los cuales la electrónica de preamplificación está ubicada junto a un electrodo pasivo e integrada con él. El uso de tales electrodos activos es incompatible con las restricciones espaciales particularmente estrictas para adquirir potenciales de ubicaciones intracardiacas, o al menos conduciría a un diseño prohibitivamente complejo de los instrumentos/catéteres para procedimientos mínimamente invasivos, en particular cuando se deben colocar múltiples electrodos en localizaciones intracardiacas. Además, el uso de la electrónica de preamplificación junto a un electrodo en una ubicación intracardiaca no solo es incompatible con el deseo de registrar señales cuando se realizan procedimientos intracardiacos, sino también de pasar un impulso de estímulo o incluso energía de ablación a través de ellos. El documento US 2006/0293603 A1 describe un sistema para detectar eventos cardíacos que incluye un cable de electrodo provisto de una unidad de electrodo de puntos múltiples adaptada para ser utilizada para la

detección intracorporal de señales cardíacas. Las señales cardíacas detectadas por cada uno de los electrodos de punto se combinan para formar una señal de referencia sintética. Las diferencias entre la señal cardíaca de cada electrodo de punto y la tensión de referencia sintética se determinan, y se forma una señal de indicación en función de dichas diferencias, en donde dicha señal de indicación se usa para detectar eventos cardíacos.

5 Se conocen dos configuraciones para medir señales electrofisiológicas intracardiacas: una configuración unipolar y una configuración bipolar. En la configuración unipolar, la señal intracardiaca se registra al hacer referencia a los potenciales electrofisiológicos del electrodo de señal intracardiaca al denominado electrodo indiferente, que se considera que proporciona una referencia potencial que es en gran medida independiente del potencial local dentro del corazón. El electrodo indiferente está típicamente dispuesto fuera y lejos del corazón. Comúnmente, la referencia
10 indiferente se obtiene a partir de electrodos dispuestos en la superficie exterior del individuo, como un terminal central de Wilson (WCT) definido al conectar electrodos dispuestos en los brazos y la pierna izquierda de un paciente a través de resistencias de alta impedancia. Sin embargo, estudios recientes también sugieren el uso de un electrodo intravascular como electrodo de referencia para reducir la captación de interferencias electromagnéticas. Dicho electrodo intravascular está, por ejemplo, dispuesto ventajosamente en la vena cava inferior (Stevenson *et al.*, Journal of Cardiovascular Electrophysiology, 2005, págs. 1017-1022). Las ventajas de las grabaciones unipolares incluyen proporcionar una resolución espacial aumentada de los potenciales locales en el electrodo de señal, proporcionar información sobre la dirección de propagación del impulso, y permitir el ritmo y el registro en la misma ubicación. Las desventajas de las grabaciones unipolares incluyen una gran susceptibilidad a la interferencia de la red y una tendencia a retener componentes de campo lejano que dificultan la separación de la actividad local de la distante en la señal grabada. En la configuración bipolar, la señal intracardiaca se registra como la diferencia entre dos electrodos intracardiacos vecinos. De este modo, los componentes de campo lejano de la señal grabada se eliminan en gran medida, dejando los componentes locales de la señal electrofisiológica. Las ventajas de la configuración bipolar incluyen una baja susceptibilidad a la interferencia de ruido y una captura más precisa de componentes de alta frecuencia. Las desventajas de la configuración bipolar incluyen que la dirección de propagación de la activación con respecto a la orientación del par de electrodos afecta a la amplitud de la señal registrada. Por lo tanto, la señal bipolar no proporciona información fiable sobre la dirección de propagación de un frente de onda de activación. Además, la resolución espacial de la configuración bipolar está limitada por la separación espacial entre los dos electrodos intracardiacos utilizados.

30 Una desventaja de las señales electrofisiológicas intracardiacas obtenidas de configuraciones conocidas es, por lo tanto, que un usuario de las señales se enfrenta a datos excesivamente ruidosos o privados de contenido valioso de información que puede ser útil, o incluso indispensable, en el contexto de un estudio, análisis, diagnóstico o tratamiento particular para el que se utilizarán los datos.

Por lo tanto, es deseable proporcionar una técnica para obtener señales electrofisiológicas intracardiacas que permita una supresión eficiente del ruido; que sea fácilmente reconfigurable dependiendo del contexto; que supere al menos algunas de las limitaciones mencionadas anteriormente; y/o que proporcione una alternativa a los sistemas conocidos. Además, es deseable que dicha técnica permita además realizar de forma inmediata procedimientos intracardiacos, incluidas etapas para registrar señales intracardiacas y etapas para aplicar estímulos intracardiacos y/o energía de ablación usando el mismo hardware. Este requisito impone restricciones estrictas en la arquitectura del sistema para garantizar la compatibilidad del hardware con estos usos.

40 **Compendio de la invención**

De acuerdo con un aspecto general de la invención, un sistema para registrar señales intracardiacas se define en la reivindicación 1 y comprende una pluralidad de terminales intracardiacos adaptados para recoger potenciales electrofisiológicos intracardiacos de electrodos que sondan respectivas ubicaciones intracardiacas en un individuo; medios amplificadores adaptados para amplificar los potenciales electrofisiológicos intracardiacos recogidos con respecto a una referencia de señal para obtener señales intracardiacas; un dispositivo procesador adaptado para determinar una señal de modo común como un promedio de las señales intracardiacas, adaptado para determinar respectivas señales intracardiacas de modo diferencial restando la señal de modo común de las señales intracardiacas y adaptado para proporcionar datos intracardiacos como una salida basada en las señales intracardiacas de modo diferencial.

50 Al separar la señal de modo común de las señales de modo diferencial, la interferencia general de la red se suprime de manera eficiente. En particular, cuando se utiliza una etapa de amplificación del tipo de amplificador de referencia promedio en la etapa de grabación para amplificar los potenciales electrofisiológicos intracardiacos recogidos, el ruido se reduce sorprendentemente bien.

55 Sin embargo, la morfología de las señales intracardiacas de modo diferencial ha cambiado en comparación con las derivaciones unipolares o bipolares de tipo tradicional. Por lo tanto, a pesar de una notable reducción del ruido, las señales de modo diferencial pueden no ser adecuadas en muchas aplicaciones prácticas para la posterior interpretación de los datos intracardiacos obtenidos, por ejemplo, con respecto a la propagación de una señal de activación a través de una región electrofisiológica particular dentro del corazón.

Sin desear quedar ligados a teoría alguna, se puede observar además que la referencia de la señal en tal configuración es un promedio de los potenciales intracardiacos que, debido a su definición como promedio se ve afectada por los potenciales reales que han sido sondeados por los electrodos intracardiacos individuales. Por lo tanto, la referencia de la señal se ve afectada por las ubicaciones reales de los electrodos intracardiacos dentro de la región intracardiaca a estudiar y puede ser difícil relacionarlos con una referencia electrofisiológica bien definida.

Según un aspecto preferido, el objeto de la invención se consigue mediante un sistema para registrar señales intracardiacas, comprendiendo el sistema

- una pluralidad de terminales intracardiacos adaptados para recoger potenciales electrofisiológicos intracardiacos de una pluralidad de electrodos intracardiacos en respectivas ubicaciones intracardiacas en un individuo;
- un terminal indiferente adaptado para recoger potenciales electrofisiológicos indiferentes del individuo;
- una etapa de amplificador diferencial adaptada para recibir y amplificar los potenciales electrofisiológicos recogidos de los terminales intracardiacos e indiferentes con respecto a una referencia de señal para obtener respectivas señales intracardiacas e indiferentes;
- un dispositivo procesador adaptado para determinar una señal de modo común como un promedio de las señales intracardiacas e indiferentes y adaptado para proporcionar una salida de datos intracardiacos basada al menos en señales intracardiacas, en donde las señales intracardiacas están referenciadas con respecto a la señal de modo común.

Ventajosamente, de acuerdo con una realización, el sistema comprende además la pluralidad de electrodos intracardiacos pasivos adaptados para su colocación en ubicaciones intracardiacas en el individuo. Además, ventajosamente, el sistema comprende además uno o más electrodos indiferentes adaptados para su colocación en el individuo, o sobre el mismo.

Ventajosamente, según una realización, se proporciona un sistema para registrar señales intracardiacas y para proporcionar impulsos de estimulación y/o energía de ablación en ubicaciones intracardiacas, comprendiendo el sistema

- una pluralidad de electrodos intracardiacos pasivos (1a-d) adaptados para su colocación en ubicaciones intracardiacas en un individuo (99);
- una pluralidad de terminales intracardiacos (10a-d) adaptados para recoger los potenciales electrofisiológicos intracardiacos respectivos de la pluralidad de electrodos intracardiacos pasivos (1a-d);
- uno o más electrodos indiferentes (2) adaptados para su colocación en el individuo (99), o sobre el mismo;
- un terminal indiferente (20) adaptado para recoger potenciales electrofisiológicos indiferentes del uno o más electrodos indiferentes (2);
- una etapa de amplificador diferencial (30) adaptada para recibir y amplificar los potenciales electrofisiológicos recogidos de los terminales intracardiacos e indiferentes (10a-d, 20) con respecto a una referencia de señal para obtener respectivas señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202); y
- un dispositivo procesador 40 adaptado para determinar una señal de modo común (900) como promedio de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202) y adaptado para proporcionar una salida de datos intracardiacos basados al menos en las señales intracardiacas (201a-d), en donde las señales intracardiacas (201a-d) están referenciadas con respecto a la señal de modo común (900).

Durante el funcionamiento, los terminales intracardiacos recogen potenciales electrofisiológicos intracardiacos de correspondientes electrodos intracardiacos colocados en el corazón del individuo. Se proporciona una pluralidad de electrodos para sondear simultáneamente potenciales electrofisiológicos en diferentes ubicaciones dentro de una región conectada electrofisiológicamente de manera sincronizada, por ejemplo, para observar la propagación de un potencial de activación a través de esa región. Los electrodos se disponen típicamente en un extremo distal de un catéter de electrodos múltiples adaptado para procedimientos intracardiacos, incluyendo medición/sondaje, estimulación y/o ablación. Los electrodos utilizados para medir están adaptados para sondear un potencial en una ubicación intracardiaca en el individuo. Un conductor eléctrico conecta el electrodo de sondeo a una interfaz proximal donde un correspondiente terminal intracardiaco del sistema de registro puede recoger el potencial sondeado. Además, el terminal indiferente recoge un potencial electrofisiológico indiferente de uno o más electrodos indiferentes colocados en el individuo, o sobre el mismo. El uno o más electrodos indiferentes que sondean/definen el potencial electrofisiológico indiferente tienen que colocarse "retirados" de la región electrofisiológica para ser medidos/mapeados para proporcionar un potencial de referencia electrofisiológico que es esencialmente indiferente con respecto a los potenciales electrofisiológicos en la región a medir/mapear. Para facilitar el acceso y la disponibilidad, el terminal indiferente se puede recoger de los electrodos que sondean los potenciales de la superficie del cuerpo, tales como un terminal central de Wilson que define una referencia electrofisiológica conocida.

Preferiblemente, el terminal indiferente está adaptado para recoger potenciales electrofisiológicos de electrodos que sondan una ubicación intracardiovascular, en donde una ubicación preferida para sondear una referencia de señal útil es la vena cava inferior. Sin embargo, pueden concebirse otras localizaciones intracardiovasculares.

5 Al incluir una señal indiferente de un terminal indiferente, lo que requiere que la señal indiferente se incluya en la señal de modo común, y referenciar la señal intracardiaca con respecto a esa señal de modo común, se obtiene un ruido de datos intracardiacos reducido, que está relacionado con una referencia electrofisiológica fiable. En función de estos datos mejorados, se pueden obtener señales de salida con una morfología fiable.

10 Más preferiblemente, el dispositivo procesador es un dispositivo procesador digital. Al realizar al menos una parte del procesamiento de las señales en un dispositivo de procesador digital, se logra una flexibilidad significativamente mejorada que permite adaptar, configurar y reconfigurar la grabación y el procesamiento de la señal según, por ejemplo, el contexto de una configuración específica, los procedimientos intracardiacos a realizar y/o un entorno de ruido particular.

15 Además, de acuerdo con una realización del sistema para registrar señales intracardiacas, la etapa de amplificador diferencial es un amplificador de referencia promedio, en donde el promedio de las señales intracardiacas e indiferentes se retroalimenta como una referencia de señal al lado de entrada de la etapa de amplificador diferencial para referenciar las señales intracardiacas y la señal indiferente a la señal de modo común. De este modo, ya se consigue una supresión de interferencia de red sorprendentemente buena en la etapa de amplificador para las señales intracardiacas y, cuando corresponda, también para la señal indiferente. Por lo tanto, la etapa de amplificador diferencial proporciona señales mucho menos ruidosas al dispositivo procesador para su posterior procesamiento en el dominio digital. El promedio que se va a retroalimentar se puede determinar analógico o digital, dentro de la etapa de amplificador o mediante el dispositivo procesador, y convertirlo adecuadamente para que se use como referencia de señal en la etapa de amplificador diferencial. Cabe señalar que, aunque el promedio de las señales intracardiacas e indiferentes en esta configuración ya se puede determinar dentro de la etapa de amplificador, el promedio obtenido también corresponde a la señal de modo común de las señales intracardiacas e indiferentes.

25 De acuerdo con otra realización del sistema para grabar señales intracardiacas, la etapa de amplificador diferencial es un amplificador de referencia común, en donde se proporciona una señal de referencia común a los canales de la etapa de amplificador diferencial para amplificar las señales intracardiacas y, cuando está presente, la señal indiferente. La señal de referencia común se define preferiblemente por uno o más electrodos que proporcionan un potencial electrofisiológico bien definido independiente de los potenciales electrofisiológicos recogidos por los terminales intracardiacos y, cuando están presentes, por el terminal indiferente. Preferiblemente, la señal de referencia común se define de manera que se puede considerar un punto de referencia electrofisiológico o "cero" electrofisiológico del individuo.

35 En general, la referencia de señal para todos los canales de la etapa de amplificador diferencial es la misma, o las referencias de señal de los diferentes canales están al menos inequívocamente relacionadas entre sí. Lo primero es preferible, cuando los canales del amplificador son para señales recogidas por sondas similares. La última configuración, más compleja, puede ser necesaria cuando algunas de las sondas están sujetas a restricciones particulares que ocasionan diferentes requisitos de hardware, tales como requisitos de protección eléctrica para diferentes canales/terminales por razones de seguridad del paciente, para la protección del aparato, o para la protección de un usuario del aparato. Dichos requisitos pueden incluir protección contra la desfibrilación, necesidades específicas de filtrado para algunas de las sondas y/o requisitos de ancho de banda específicos para canales intracardiacos en comparación con otros canales. En todos los casos, las señales intracardiacas y, cuando están presentes, las señales indiferentes deben sincronizarse entre sí.

45 Además, de acuerdo con una realización del sistema para registrar señales intracardiacas, el dispositivo procesador también está adaptado para determinar respectivas señales intracardiacas de modo diferencial restando la señal del modo común de las señales intracardiacas para referenciar las señales intracardiacas a la señal del modo común. De este modo, se logra una separación estricta de las señales intracardiacas en componentes de modo diferencial y un componente de modo común. Los componentes de modo diferencial son indicativos de las variaciones locales en las señales intracardiacas con una resolución espacial correspondiente a la dimensión del electrodo de sondeo desde el cual se ha recogido el potencial electrofisiológico. El componente de modo común contiene ruido común que afecta a todas las sondas intracardiacas y los canales del amplificador, tal como la interferencia de la línea de alimentación, pero también los componentes de campo lejano del entorno electrofisiológico sondeados comúnmente por todos los electrodos intracardiacos. Una supresión sorprendentemente eficiente de la interferencia de la línea de potencia se logra en las señales intracardiacas de modo diferencial, también para señales obtenidas utilizando una configuración o una configuración de amplificador con una supresión de interferencia de la línea de alimentación inferior a la ideal.

50 La separación en señales de modo diferencial y una señal de modo común permite así reducir el ruido en señales intracardiacas sondeadas por un solo electrodo a un nivel que permite identificar variaciones localizadas con la resolución espacial de un solo electrodo.

También de acuerdo con una realización del sistema para grabar señales intracardiacas, el dispositivo procesador está adaptado además para determinar una señal indiferente de modo diferencial sustrayendo la señal de modo común

de la señal indiferente. De este modo, la señal indiferente se alinea con las señales intracardiacas, en donde la señal de modo común se obtiene como el promedio de las señales intracardiacas e indiferentes.

También de acuerdo con una realización del sistema para registrar señales intracardiacas, los datos intracardiacos comprenden

- 5 - un conjunto de señales intracardiacas de modo diferencial y/o la señal indiferente de modo diferencial;
- un conjunto de señales intracardiacas unipolares obtenidas sustrayendo la señal indiferente de las señales intracardiacas; y/o
- un conjunto de señales intracardiacas unipolares obtenidas sustrayendo la señal indiferente de modo diferencial de las señales intracardiacas de modo diferencial; y/o
- 10 - un conjunto de señales intracardiacas bipolares obtenidas sustrayendo una segunda de las señales intracardiacas de una primera de las señales intracardiacas; y/o
- un conjunto de señales intracardiacas bipolares obtenidas sustrayendo una segunda de las señales intracardiacas de modo diferencial de una primera de las señales intracardiacas de modo diferencial.

15 Al incluir estas señales en los datos intracardiacos, se logran las siguientes ventajas. Como se ha mencionado anteriormente, la separación en señales de modo diferencial y una señal de modo común permite reducir el ruido de la línea de alimentación en señales intracardiacas sondeadas por un solo electrodo a un nivel que hace posible identificar variaciones localizadas con la resolución espacial de un solo electrodo. Al derivar las señales intracardiacas a la señal indiferente o, de manera equivalente, al derivar las señales intracardiacas de modo diferencial a la señal indiferente de modo diferencial, se obtienen señales intracardiacas unipolares con una morfología bien definida. Por
20 consiguiente, también se pueden obtener señales intracardiacas bipolares derivando dos señales intracardiacas entre sí o, de manera equivalente, derivando dos señales intracardiacas de modo diferencial entre sí.

También de acuerdo con una realización del sistema para registrar señales intracardiacas, el terminal indiferente está adaptado para recoger potenciales electrofisiológicos indiferentes de uno o más electrodos indiferentes que sondean una ubicación intracardiovascular en el individuo. Al utilizar una señal indiferente que se ha recogido de un electrodo
25 en una ubicación intracardiovascular, se logra una semejanza más cercana al ambiente de ruido visto por las sondas intracardiacas y la sonda indiferente en comparación con otras ubicaciones, tal como una sonda de superficie corporal, ocasionando una supresión mejorada de los componentes de ruido como ruido de modo común. Una ubicación intracardiovascular particularmente ventajosa para sondear un potencial electrofisiológico indiferente es en la vena cava inferior.

30 De acuerdo con una realización del sistema para registrar señales intracardiacas, el dispositivo procesador también implementa medios de filtrado adaptados para filtrar selectivamente las señales intracardiacas e indiferentes y/o las señales intracardiacas e indiferentes de modo diferencial, antes de generar datos de salida intracardiacos. Al implementar el filtrado en el dispositivo procesador, se logra una flexibilidad total para adaptar los filtros, por ejemplo, para el contexto de una configuración específica, para las características de un canal específico, para los
35 procedimientos intracardiacos a realizar, y/o para un entorno de ruido particular. El filtrado selectivo puede incluir filtrado de seguimiento de frecuencia de ruido o filtrado adaptativo de otra manera, por ejemplo, utilizando reconocimiento de patrones de ruido para estimar el patrón de ruido a partir de la señal de modo común y/o de información adicional, como la frecuencia de la red, la frecuencia de la red monitoreada de forma síncrona, o similares. Las características de filtro del filtro adaptativo se pueden adaptar de acuerdo con ese patrón de ruido y/o información
40 adicional.

De acuerdo con un aspecto adicional de la invención, un sistema de medición para sondear y registrar señales intracardiacas incluye un sistema de registro para registrar señales intracardiacas de acuerdo con cualquiera de las realizaciones mencionadas anteriormente, e incluye además uno o más catéteres intracardiacos que tienen en un extremo distal múltiples electrodos intracardiacos para sondear potenciales electrofisiológicos intracardiacos, y que
45 tienen en un extremo proximal una interfaz para proporcionar los potenciales electrofisiológicos intracardiacos sondeados a los terminales intracardiacos del sistema de registro. Más preferiblemente, el sistema de medición comprende además uno o más electrodos indiferentes adaptados para sondear un potencial electrofisiológico indiferente y conectados a una interfaz para proporcionar el potencial electrofisiológico indiferente sondeado al terminal indiferente del sistema de registro. Más preferiblemente, el uno o más electrodos indiferentes están dispuestos en un
50 catéter para sondear el potencial electrofisiológico indiferente en una ubicación intracardiovascular, tal como en la vena cava inferior. Ventajosamente, los electrodos intracardiacos e indiferentes están dispuestos en el mismo catéter.

De acuerdo con un segundo aspecto preferido, el objeto de la invención se logra mediante un método para procesar señales intracardiacas como se describe a continuación, en donde las mismas ventajas que se discutieron anteriormente con respecto al sistema también se consiguen mediante las características correspondientes del
55 método.

De acuerdo con una realización, un método para procesar señales intracardiacas comprende:

- recibir múltiples secuencias de potenciales electrofisiológicos recogidos de una pluralidad de terminales intracardiacos y un terminal indiferente;
 - amplificar los potenciales electrofisiológicos en una etapa de amplificador diferencial con respecto a una referencia de señal para obtener respectivas señales intracardiacas e indiferentes;
- 5
- determinar una señal de modo común como promedio de las señales intracardiacas e indiferentes; y
 - proporcionar una salida de datos intracardiacos basados al menos en las señales intracardiacas, en donde las señales intracardiacas están referenciadas con respecto a la señal de modo común.

10 Los potenciales electrofisiológicos se han recogido preferiblemente de una pluralidad de electrodos intracardiacos en ubicaciones intracardiacas en un individuo a través de los correspondientes terminales intracardiacos y de al menos un electrodo indiferente en o sobre el individuo a través de uno o más terminales correspondientes indiferentes. Al menos cuando se colocan en el individuo, los electrodos son más preferiblemente electrodos pasivos.

15 Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el método comprende además alimentar el promedio de las señales intracardiacas e indiferentes de nuevo al lado de entrada de la etapa de amplificador en una configuración de amplificador de referencia promedio para hacer referencia a las señales intracardiacas y a la señal indiferente respecto a la señal en modo común.

Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el método comprende además restar la señal indiferente de una o más de las señales intracardiacas para generar señales de salida intracardiacas unipolares respectivas.

20 Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el método comprende además aplicar selectivamente una etapa de filtrado específica de canal a una o más de las señales intracardiacas e indiferentes antes de generar las señales de salida intracardiacas.

25 Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el método comprende además restar la señal de modo común de una o más de las señales intracardiacas para obtener señales intracardiacas de modo diferencial correspondientes y/o restar la señal de modo común de la señal indiferente para obtener una correspondiente señal indiferente de modo diferencial.

Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el método comprende además restar la señal indiferente del modo diferencial de una o más de las señales intracardiacas del modo diferencial para generar señales de salida intracardiacas unipolares respectivas.

30 Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el método comprende además aplicar selectivamente una etapa de filtrado específica de canal a una o más de las señales intracardiacas e indiferentes de modo diferencial antes de generar las señales de salida intracardiacas.

Además, según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el promedio es la media aritmética de las señales intracardiacas e indiferentes.

35 Según una realización del método para procesar señales intracardiacas, el promedio es la media aritmética ponderada de las señales intracardiacas e indiferentes. En el caso especial de que todos los pesos son iguales, la media aritmética ponderada es igual a la media aritmética. Al aplicar diferentes factores de ponderación, las señales intracardiacas e indiferentes obtenidas de los respectivos canales de la etapa de amplificador diferencial contribuyen al promedio a diferentes pesos. Dicha configuración es ventajosa para compensar las variaciones relacionadas con el hardware entre los diferentes canales. Por ejemplo, tales variaciones pueden deberse a diferentes factores de amplificación para los diferentes canales.

40

Según algunas realizaciones del método para procesar señales intracardiacas, el número de señales intracardiacas es 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, al menos 10, hasta o al menos 20, hasta o al menos 50, hasta o al menos 100, o incluso más. De manera correspondiente, en algunas realizaciones del sistema mencionado anteriormente para registrar señales intracardiacas, el número de terminales intracardiacos es 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, al menos 10, hasta o al menos 20, hasta o al menos 50, hasta o al menos 100, o incluso más.

45

Además, según una realización de la invención, un sistema para registrar señales intracardiacas según cualquiera de las realizaciones mencionadas anteriormente está adaptado para realizar el método para procesar señales intracardiacas según cualquiera de las realizaciones mencionadas anteriormente. Al menos una parte del sistema implementa así el método para obtener datos intracardiacos con reducción de ruido, y en particular para obtener datos intracardiacos con reducción de ruido para proporcionar señales de salida con una morfología confiable o al menos reproducible, como se explicó anteriormente.

50

Breve descripción de los dibujos

Las realizaciones preferidas de la invención se describirán con más detalle en relación con los dibujos adjuntos, que se muestran en

- 5 la figura 1 Esquema de una configuración que incluye un sistema para registrar señales intracardiacas de acuerdo con una realización de la invención,
- la figura 2 gráfico compuesto de un primer conjunto de señales que incluyen señales intracardiacas e indiferentes,
- la figura 3 gráfico compuesto de un segundo conjunto de señales que incluyen señales intracardiacas,
- la figura 4 gráfica del promedio de las señales del segundo conjunto,
- la figura 5 gráfico compuesto de datos intracardiacos basados en las señales intracardiacas del segundo conjunto,
- 10 la figura 6 gráfico compuesto de un tercer conjunto de señales que incluyen señales intracardiacas,
- la figura 7 gráfica del promedio de las señales del tercer conjunto,
- la figura 8 gráfico compuesto de datos intracardiacos basados en las señales intracardiacas del tercer conjunto,
- la figura 9 gráfica del promedio de las señales del primer conjunto,
- 15 la figura 10 gráfico compuesto del modo diferencial de señales intracardiacas e indiferentes obtenidas del primer conjunto,
- la figura 11 gráfico compuesto de datos intracardiacos con señales de salida intracardiacas unipolares generadas a partir de las señales de modo diferencial del primer conjunto,
- la figura 12 gráfico compuesto del modo diferencial de señales intracardiacas e indiferentes de un cuarto conjunto de señales, que se muestran en una escala más grande,
- 20 la figura 13 diagrama compuesto de datos intracardiacos con señales de salida intracardiacas unipolares generadas a partir de las señales de modo diferencial de la figura 12,
- la figura 14 gráfico compuesto de las señales de modo diferencial de la figura 12 después del filtrado selectivo, y en
- la figura 15 diagrama compuesto de datos intracardiacos con señales de salida intracardiacas unipolares generadas a partir de las señales de modo diferencial filtradas selectivamente de la figura 14.

25 Descripción detallada de realizaciones preferidas

La figura 1 muestra esquemáticamente una configuración para grabar señales intracardiacas de un individuo 99 usando un sistema de acuerdo con una realización de la invención. El sistema comprende una pluralidad de terminales intracardiacos 10a-d que están conectados a los electrodos intracardiacos respectivos 1a-d en el extremo distal de un catéter de múltiples electrodos 3 a través de una interfaz 5 en el extremo proximal del catéter 3. El sistema comprende además un terminal indiferente 20 que está conectado a un electrodo indiferente intracardiovascular 2 en el extremo distal de un catéter 4 a través de una interfaz 6 en el extremo proximal del catéter 4. Una configuración típica puede incluir un aparato adicional, como para el mapeo 3D con sondas de catéter, para monitorizar al individuo, para estimular el corazón, para aplicar desfibrilación y/o para realizar procedimientos de ablación. Dicho aparato adicional se ha omitido en la figura 1 por razones de claridad. El sistema comprende además una etapa de amplificador diferencial 30 y un dispositivo procesador 40 que se comunican entre sí a través de un enlace 50.

Antes de grabar, los electrodos 1a-d se han colocado en una ubicación intracardiaca de una manera conocida, por ejemplo en un procedimiento mínimamente invasivo por medio de un catéter 3 que lleva la pluralidad de electrodos 1a-d. Los electrodos intracardiacos están ubicados dentro de la misma cámara del corazón para ser monitoreados y sondear los potenciales electrofisiológicos intracardiacos en sus respectivas ubicaciones intracardiacas. En consecuencia, el electrodo 2 se ha colocado en una ubicación intracardiovascular, por ejemplo en la vena cava inferior, mediante un catéter 4, y sondea potenciales electrofisiológicos que se consideran indiferentes con respecto a los potenciales electrofisiológicos intracardiacos. Los potenciales electrofisiológicos sondeados de los electrodos 1a-d, 2 se transmiten a las interfaces 5, 6 en el extremo proximal de los catéteres 3, 4 a través de sus respectivos cables. Ventajosamente, los electrodos intracardiacos 1a-d y sus derivaciones respectivas están agrupados en un solo catéter 3, mientras que el electrodo indiferente 2 se coloca en un catéter separado 4. Sin embargo, se pueden concebir diferentes combinaciones de agrupamiento, por ejemplo, una configuración en la que los electrodos intracardiacos 1a-d y el electrodo indiferente 2 se agrupan en un catéter, o una configuración que comprende múltiples catéteres que comprenden múltiples grupos de electrodos intracardiacos para sondear simultáneamente potenciales intracardiacos en ubicaciones respectivas. Además, el número de cuatro electrodos intracardiacos que se muestra en la figura 1 debe considerarse un ejemplo y diferentes números de electrodos intracardiacos, como 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 50, 100 o incluso

más pueden ser concebidos. Los potenciales intracardiacos de los electrodos intracardiacos 1a-d se recogen en la interfaz 5 por los respectivos terminales intracardiacos 10a-d. Por consiguiente, el potencial indiferente del electrodo indiferente 2 es recogido en la interfaz 6 por el terminal indiferente 20. Mientras que el potencial indiferente provisto en la interfaz 6 en la configuración mostrada en la figura 1 está definido por un solo electrodo 2, puede también concebirse que el potencial indiferente recogido por el terminal indiferente 20 se defina como una combinación de potenciales sondeados por una pluralidad de electrodos.

Los potenciales electrofisiológicos intracardiacos e indiferentes recogidos por los terminales 10a-d, 20 se pasan en el lado de entrada 31 de la etapa de amplificador diferencial 30 a los canales de amplificador respectivos donde se amplifican con respecto a una referencia de señal. Las respectivas señales intracardiacas e indiferentes obtenidas de la etapa 30 del amplificador pasan desde un lado de salida 32, a través del enlace 50, a una interfaz de entrada 41 de un dispositivo procesador 40. El dispositivo procesador 40 determina una señal de modo común como un promedio de las señales indiferentes e intracardiacas recibidas desde la etapa 30 del amplificador y generan una salida de datos intracardiacos en una interfaz de salida 42. La salida de datos intracardiacos se basa al menos en las señales intracardiacas, en donde las señales intracardiacas están referenciadas con respecto a la señal de modo común.

Preferiblemente, la referencia de señal es común para todos los canales de amplificador. En una realización particularmente ventajosa, la etapa de amplificador tiene una configuración de amplificador de referencia promedio, en donde el promedio de todas las señales de salida del amplificador se retroalimenta al lado de entrada de la etapa de amplificador y se usa como la referencia de señal. De este modo, se logra una buena supresión de interferencia de la red de primer nivel ya que el ruido de modo común ya se logra en la etapa de amplificador diferencial. Alternativamente, la etapa de amplificador tiene una configuración de amplificador de referencia común, en la que se puede usar un potencial indiferente como referencia común para todos los canales del amplificador.

A continuación, se describe a modo de ejemplo el procesamiento ventajoso de señales intracardiacas por diferentes realizaciones de un método de acuerdo con la presente invención. El procesamiento se ha realizado en diferentes conjuntos de señales que se han obtenido en un cerdo 99 con una configuración correspondiente a la que se muestra en la figura 1, utilizando un sistema 10, 20, 30, 40, 50 de acuerdo con una realización del sistema según la invención.

Un primer conjunto de cuatro señales intracardiacas 201a-d (Canales 1-4) y una señal indiferente 202 (Canal IVC) se muestra en la gráfica compuesta de la figura 2, en donde todos los canales se muestran en la misma escala de tiempo y en la misma escala vertical indicada por la barra de escala vertical etiquetada 1 mV. La misma escala de tiempo y la escala de tensión vertical también se aplican a los gráficos de las Figs. 3-11. Las gráficas de las figuras 12-14 se muestran en una escala de tiempo mayor y, en particular, en una escala de tensión vertical aproximadamente 80 veces mayor, como se indica en cada una de las gráficas por la barra de escala vertical etiquetada con 0,01 mV.

Las señales intracardiacas e indiferentes 201a-d, 202 mostradas en la figura 2 se obtuvieron amplificando los potenciales intracardiacos e indiferentes recogidos de los terminales intracardiacos e indiferentes 10a-d, 20 en una configuración de amplificador de referencia promedio utilizando la media aritmética de los cinco canales como la referencia de señal realimentada al lado de entrada 31 de la etapa 30 del amplificador diferencial.

Un segundo conjunto de cuatro señales intracardiacas 301a-d (Canales 1-4) se muestra en el gráfico compuesto de la figura 3, en donde las señales intracardiacas 301a-d se obtuvieron amplificando los potenciales intracardiacos recogidos de los terminales intracardiacos 10a-d en una configuración del amplificador de referencia común que utiliza los potenciales recopilados del terminal indiferente 20 como una referencia de señal común para todas las señales intracardiacas 301a-d. Se observa una contribución de interferencia de la red prominente como una ondulación periódica regular presente en todas las señales intracardiacas 301a-d. Téngase en cuenta que no se puede proporcionar una señal indiferente, ya que el terminal indiferente se utiliza como una referencia de señal común. Las señales intracardiacas 301a-d de la figura 3 se pasan al procesador 40, y la señal de modo común 400 de las cuatro señales intracardiacas 301a-d se determina como la media aritmética mostrada en la figura 4. La señal de modo común 400 de la figura 4 luego se resta de cada una de las señales intracardiacas 301a-d de la figura 3 para obtener las señales de modo diferencial correspondientes 501a-d mostradas en el gráfico compuesto de la figura 5. Las señales de modo diferencial 501a-d pueden luego emitirse como datos intracardiacos basándose en las señales intracardiacas 301a-d de la figura 3, en donde las señales intracardiacas 301a-d están referenciadas con respecto a la señal de modo común 400. Haciendo referencia a las señales intracardiacas 301a-d a la señal de modo común 400, la interferencia de la red se reduce claramente, aunque todavía es evidente un resto de la característica de ondulación periódica de la interferencia de la red.

Un tercer conjunto de cuatro señales intracardiacas 601a-d (Canales 1-4) se muestra en la gráfica compuesta de la figura 6, en donde las señales intracardiacas 601a-d se obtuvieron amplificando los potenciales intracardiacos recogidos de los terminales intracardiacos 10a-d en una configuración del amplificador de referencia promedio que alimenta la media aritmética de las señales intracardiacas 601a-d de vuelta al lado de entrada 31 de la etapa 30 del amplificador como referencia de señal para todos los canales del amplificador. La contribución de la interferencia de la red se reduce en gran medida en comparación con las señales intracardiacas obtenidas en la configuración común del amplificador de referencia. En cuanto al segundo conjunto de señales, no hay una señal indiferente en el tercer conjunto. Las señales intracardiacas 601a-d de la figura 6 se pasan al procesador 40, y la señal de modo común 700 de las cuatro señales intracardiacas 601a-d se determina como la media aritmética mostrada en la figura 7. La señal

de modo común 700 de la figura 7 se resta luego de cada una de las señales intracardiacas 601a-d de la figura 6 para obtener las señales de modo diferencial correspondientes 801a-d mostradas en el gráfico compuesto de la figura 8. Las señales de modo diferencial 801a-d pueden luego emitirse como datos intracardiacos basándose en las señales intracardiacas 601a-d de la figura 6, en donde las señales intracardiacas 601a-d están referenciadas con respecto a la señal de modo común 700. También en este caso, la interferencia de la red se reduce claramente al hacer referencia a las señales intracardiacas 601a-d a su señal de modo común 700.

Al restar la señal de modo común de las señales intracardiacas y también amplificar las señales intracardiacas en una configuración de amplificador promedio, se logra claramente una mejora significativa en cuanto a la reducción de los efectos perjudiciales de la interferencia de la red en las señales intracardiacas, esto resulta en una distorsión de las señales. Más allá del reconocimiento con respecto a las formas de señales unipolares conocidas. La morfología desviada resultante se puede ver, p.ej, en las señales intracardiacas 501a-d y 801a-d del modo diferencial mencionado anteriormente y de manera similar en las señales intracardiacas 201a-d y 601a-d obtenidas en la configuración de amplificador de referencia promedio en comparación con la morfología unipolar de los datos de señal intracardiaca más ruidosos 301a-d obtenidos en la configuración del amplificador de referencia común. Además, la morfología de las señales del modo diferencial intracardiaco, como las señales 501a-d y 801a-d, así como la de las señales intracardiacas obtenidas de la configuración del amplificador de referencia promedio, como las señales 201a-d y 601a-d, depende de la definición de los potenciales intracardiacos reales investigados y también el número real y la ubicación de los electrodos intracardiacos 1a-d dentro de la región intracardiaca a estudiar. Por lo tanto, los datos intracardiacos obtenidos pueden ser difíciles de relacionar con una referencia electrofisiológica bien definida.

Sin embargo, la morfología desviada puede repararse y la morfología unipolar puede restaurarse exigiendo que el conjunto de señales además de la pluralidad de señales intracardiacas recogidas de los terminales intracardiacos 10a-d también incluya una señal indiferente de un terminal indiferente 20, y que la señal indiferente se incluya en la señal de modo común a la que hará referencia la señal intracardiaca. Esto se ilustra a continuación revisando el primer conjunto de señales, que incluye señales intracardiacas 201a-d de terminales intracardiacos 10a-d, y una señal indiferente 202 de un terminal indiferente 20.

Al igual que en las realizaciones anteriores para el segundo y tercer conjunto de señales 301a-d y 601a-d, las señales proporcionadas por la etapa 30 del amplificador se pasan al procesador 40. Sin embargo, ahora el conjunto de señales pasadas al procesador 40 incluye tanto las señales intracardiacas 201a-d como la señal indiferente 202. Como se mencionó anteriormente, las señales intracardiacas e indiferentes 201a-d, 202 se obtienen en una configuración de amplificador de referencia promedio que conduce a una supresión eficiente del ruido de interferencia de la red, pero afecta severamente a la morfología de las señales intracardiacas. De manera análoga a las realizaciones mencionadas anteriormente, las señales de modo diferencial pueden derivarse determinando la señal de modo común 900 como la media aritmética de las cinco señales, incluidas las cuatro señales intracardiacas 201a-d y la señal indiferente 202. La señal de modo común 900 se muestra en la figura 9. La señal de modo común 900 de la figura 9 se resta entonces de cada una de las señales intracardiacas e indiferentes 201a-d, 202 de la figura 2 para obtener las señales de modo diferencial correspondientes 1001a-d, 1002 que se muestran en el gráfico compuesto de la figura 10. Las señales intracardiacas de modo diferencial 1001a-d pueden nuevamente emitirse como datos intracardiacos para su uso posterior. Las señales de modo diferencial 1001a-d muestran de nuevo muy poca interferencia de red. Una vez más, la morfología de las señales de modo diferencial 1001a-d está distorsionada como en los casos mencionados anteriormente. Sin embargo, dado que el conjunto de señales incluye una señal indiferente compatible, la morfología puede restaurarse restando directamente la señal indiferente 202 de las señales intracardiacas 201a-d para generar las señales de salida intracardiacas unipolares respectivas (no mostradas), o restando la señal indiferente de modo diferencial 1002 desde señales intracardiacas de modo diferencial 1001a-d para generar respectivas señales de salida intracardiacas unipolares 1101a-d.

El atajo de restar directamente la señal indiferente de las señales intracardiacas es posible sin comprometer las propiedades de supresión de ruido del método, cuando las señales se refieren a una señal de modo común ya en la etapa de amplificador, por ejemplo, en la configuración de amplificador de referencia promedio antes mencionada, que también se aplica para el primer conjunto de señales 201a-d, 202. Incluir las etapas de derivar las señales de modo diferencial primero antes de realizar la resta también es posible en este caso donde las señales intracardiacas están referenciadas a la señal de modo común que ya se encuentra en la etapa de amplificador. Sin embargo, la etapa adicional de derivar las señales de modo diferencial primero es particularmente ventajosa, cuando no se pudo aplicar una supresión de modo común eficiente o simplemente no se ha aplicado a las señales en la etapa de amplificador.

Se puede lograr una mejora adicional de la reducción de ruido aplicando selectivamente una etapa de filtrado específico del canal a una o más de las señales intracardiacas e indiferentes, o señales intracardiacas e indiferentes de modo diferencial, antes de generar las señales de salida intracardiacas. Esto se describe a modo de ejemplo a continuación para un cuarto conjunto de señales que incluye una pluralidad de señales intracardiacas y una señal indiferente. La figura 12 muestra las respectivas señales intracardiacas e indiferentes de modo diferencial 1201a-d, 1202 obtenidas al restar la señal en modo común de las señales intracardiacas e indiferentes. En gran escala de esta gráfica, la señal indiferente de modo diferencial 1202 exhibe claramente una señal de interferencia de red restante, como se desprende de la ondulación periódica, mientras que un componente de ruido correspondiente está ausente de las señales intracardiacas de modo diferencial 1201a-d. La figura 13 muestra las respectivas señales de salida intracardiacas unipolares 1301a-d generadas al restar la señal indiferente 1202 del modo diferencial de las señales

5 intracardiacas 1201a del modo diferencial. La señal indiferente 1202 del modo diferencial ruidoso contamina claramente las señales de salida intracardiacas unipolares 1301a-d. La figura 14 muestra una gráfica compuesta del modo diferencial de señales intracardiacas e indiferentes 1401a-d correspondientes a las de la figura 12 después de que se haya aplicado una etapa de filtrado selectivo. De hecho, las señales intracardiacas de modo diferencial 1401a-d son idénticas a las señales intracardiacas de modo diferencial 1201a-d. Solo la señal indiferente 1202 del modo diferencial ha sido sometida selectivamente a una etapa de filtrado, eliminando así la ondulación periódica restante y obteniendo la señal indiferente 1402 del modo diferencial filtrado. Como resultado, las señales de salida intracardiaca unipolar 1501a-d como se muestra en la figura 15 pueden obtenerse con una contaminación de ruido significativamente reducida a partir de la señal indiferente 1402 del modo diferencial filtrado.

10

REIVINDICACIONES

1. Sistema para registrar señales intracardiacas y para proporcionar impulsos de estimulación y/o energía de ablación en ubicaciones intracardiacas, comprendiendo el sistema:
- 5 - una pluralidad de terminales intracardiacos (10a-d) adaptados para recoger potenciales electrofisiológicos intracardiacos de una pluralidad de electrodos intracardiacos pasivos (1a-d) en ubicaciones intracardiacas respectivas en un individuo (99);
 - un terminal indiferente (20) adaptado para recoger potenciales electrofisiológicos indiferentes de uno o más electrodos indiferentes (2) en o sobre el individuo (99);
 - 10 - una etapa de amplificador diferencial (30) adaptada para recibir y amplificar los potenciales electrofisiológicos recolectados de los terminales intracardiacos e indiferentes (10a-d, 20) con respecto a una referencia de señal para obtener las señales respectivas intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202); y
 - 15 - un dispositivo procesador 40 adaptado para determinar una señal de modo común (900) como promedio de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202) y adaptado para proporcionar una salida de datos intracardiacos basados al menos en las señales intracardiacas (201a-d), en donde las señales intracardiacas (201a-d) están referenciadas con respecto a la señal de modo común (900).
2. Sistema según la reivindicación 1, en donde la etapa de amplificador diferencial (30) es un amplificador de referencia promedio, en donde el promedio de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202) se retroalimenta como una referencia de señal al lado de entrada de la etapa de amplificador diferencial para hacer referencia a las señales intracardiacas y la señal indiferente respecto a la señal de modo común (900).
- 20 3. Sistema según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde el dispositivo procesador (40) está además adaptado para determinar las señales intracardiacas de modo diferencial respectivas (1001a-d) restando la señal de modo común (900) de las señales intracardiacas (201a-d) para hacer referencia a las señales intracardiacas (201a-d) respecto a la señal de modo común (900).
- 25 4. Sistema según la reivindicación 3, en donde el dispositivo procesador (40) está además adaptado para determinar una señal indiferente de modo diferencial (1002) restando la señal de modo común (900) de la señal indiferente (202).
5. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde los datos intracardiacos comprenden
- un conjunto de señales intracardiacas de modo diferencial (1001a-d) y/o la señal indiferente de modo diferencial (1002);
 - 30 - un conjunto de señales intracardiacas unipolares obtenidas al restar la señal indiferente (202) de las señales intracardiacas (201a-d); y/o
 - un conjunto de señales intracardiacas unipolares (1101a-d) obtenidas al restar la señal indiferente de modo diferencial (1002) de las señales intracardiacas de modo diferencial (1001a-d); y/o
 - un conjunto de señales intracardiacas bipolares obtenidas al restar una segunda de las señales intracardiacas (201a-d) de una primera de las señales intracardiacas (201a-d); y/o
 - 35 - un conjunto de señales intracardiacas bipolares obtenidas al restar una segunda de las señales intracardiacas de modo diferencial (1001a-d) de una primera de las señales intracardiacas de modo diferencial (1001a-d).
6. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el terminal indiferente (20) está adaptado para recoger potenciales electrofisiológicos indiferentes de uno o más electrodos indiferentes (2) que sondan una ubicación intravascular en el individuo (99).
- 40 7. Método para procesar señales intracardiacas, comprendiendo el método:
- recibir múltiples secuencias de potenciales electrofisiológicos recogidos de una pluralidad de electrodos intracardiacos pasivos (1) a través de los correspondientes terminales intracardiacos (10a-d) y de al menos un electrodo indiferente (2) a través de un terminal indiferente correspondiente (20);
 - 45 - amplificar los potenciales electrofisiológicos en una etapa de amplificador diferencial (30) con respecto a una referencia de señal para obtener señales respectivas intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202);
 - determinar una señal de modo común (900) como un promedio de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202); y
 - proporcionar una salida de datos intracardiacos basados al menos en las señales intracardiacas (201a-d), en donde las señales intracardiacas (201a-d) están referenciadas con respecto a la señal de modo común (900).

8. Método según la reivindicación 7, que comprende además devolver el promedio de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202) al lado de entrada de la etapa de amplificador (30) en una configuración de amplificador de referencia promedio para hacer referencia a las señales intracardiacas (201a-d) y la señal indiferente (202) con respecto a la señal de modo común (900).
- 5 9. Método según la reivindicación 8, que comprende además restar la señal indiferente (202) de una o más de las señales intracardiacas (201a-d) para generar señales de salida intracardiacas unipolares respectivas.
10. Método según la reivindicación 9, que comprende además aplicar selectivamente una etapa de filtrado específica de canal a una o más de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202) antes de generar las señales de salida intracardiacas.
- 10 11. Método según una cualquiera de las reivindicaciones 7-10, que comprende además restar la señal de modo común (900) de una o más de las señales intracardiacas (201a-d) para obtener señales intracardiacas de modo diferencial correspondientes (1001a-d) y/o restar la señal de modo común (900) de la señal indiferente (202) para obtener una señal indiferente de modo diferencial correspondiente (1002).
- 15 12. Método según la reivindicación 11, que comprende además restar la señal indiferente del modo diferencial (1002) de una o más de las señales intracardiacas del modo diferencial (1001a-d) para generar señales de salida intracardiacas unipolares respectivas (1101a-d).
13. Método según la reivindicación 12, que comprende además aplicar selectivamente una etapa de filtrado específica de canal a una o más de las señales intracardiacas e indiferentes de modo diferencial (1001a-d, 1002) antes de generar las señales de salida intracardiacas.
- 20 14. Método según una cualquiera de las reivindicaciones 7-13, en donde el promedio es la media aritmética de las señales intracardiacas e indiferentes (201a-d, 202).

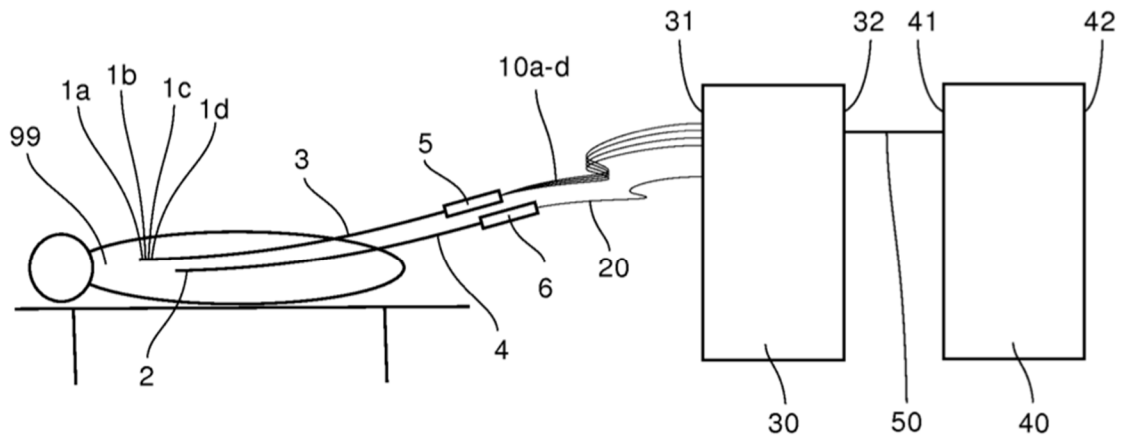


Fig. 1

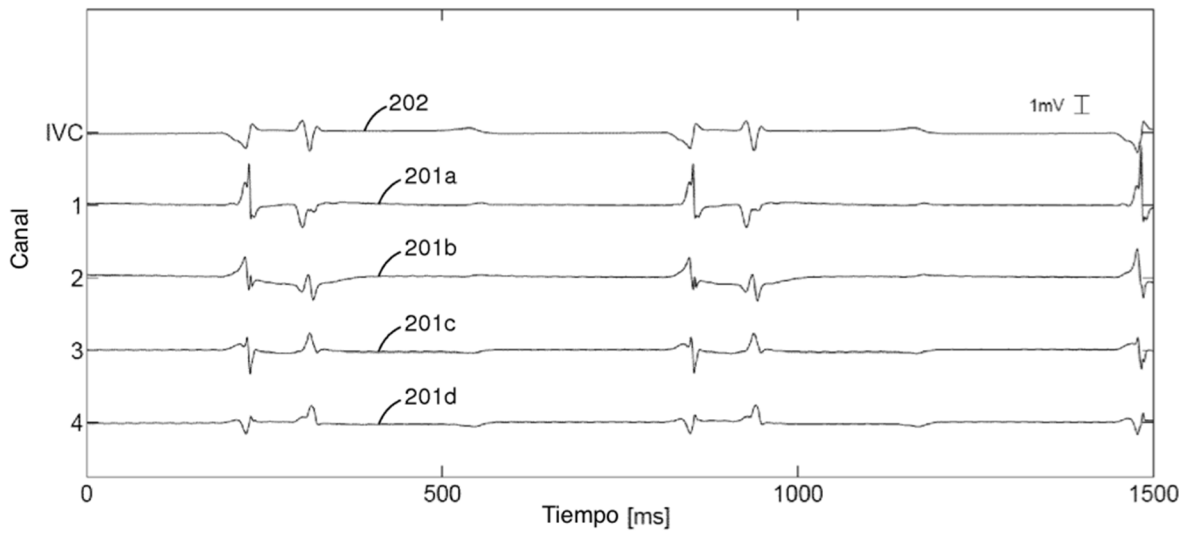


Fig. 2

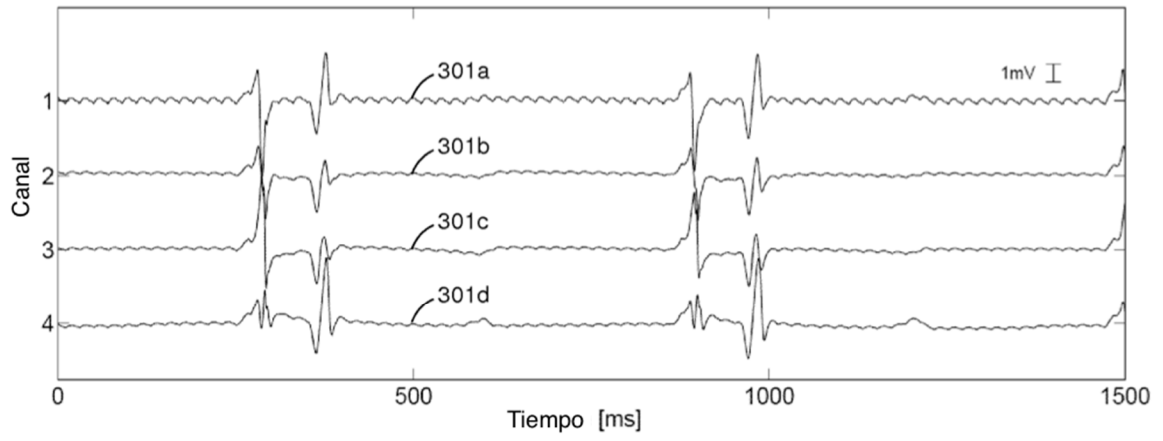


Fig. 3

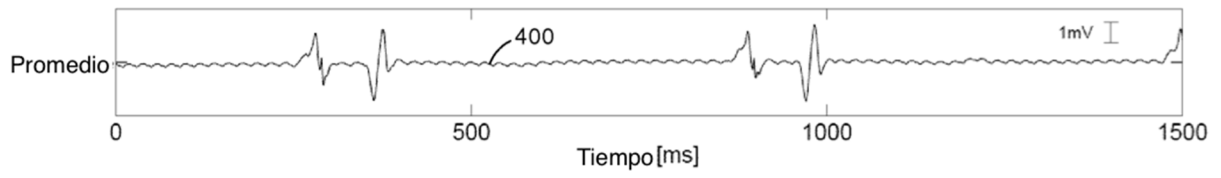


Fig. 4

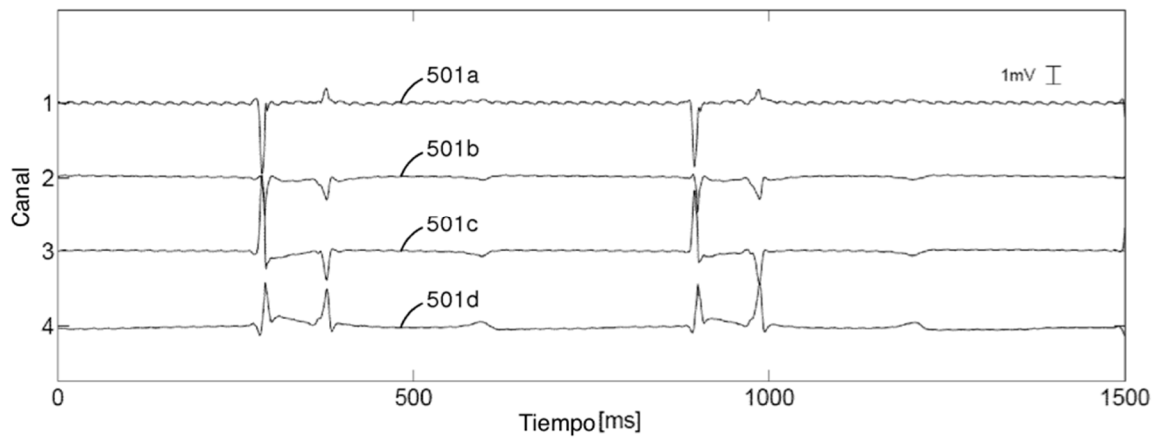


Fig. 5

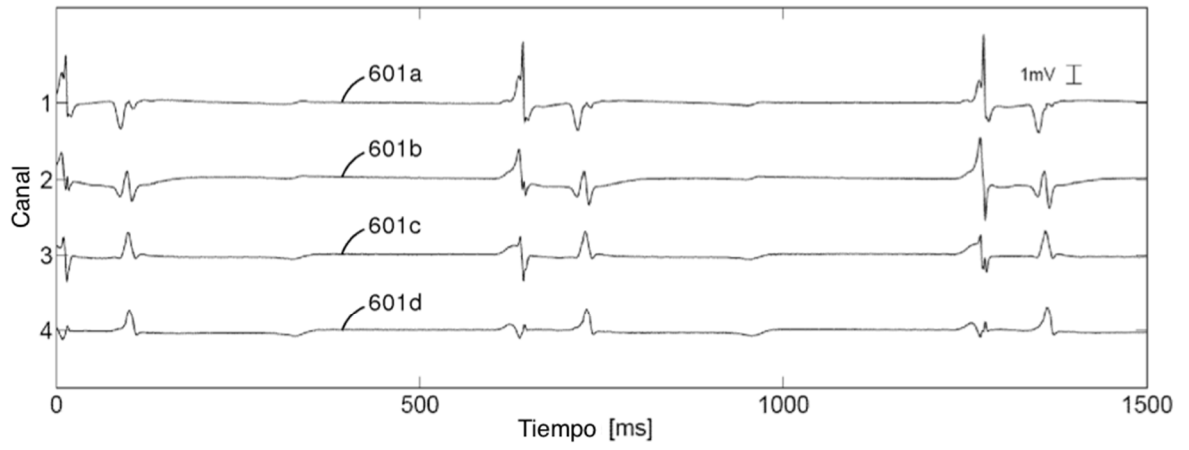


Fig. 6

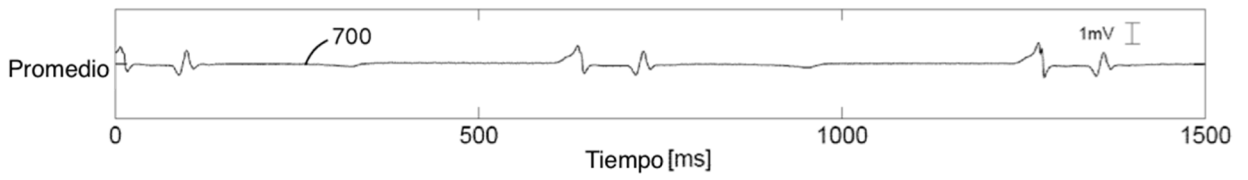


Fig. 7

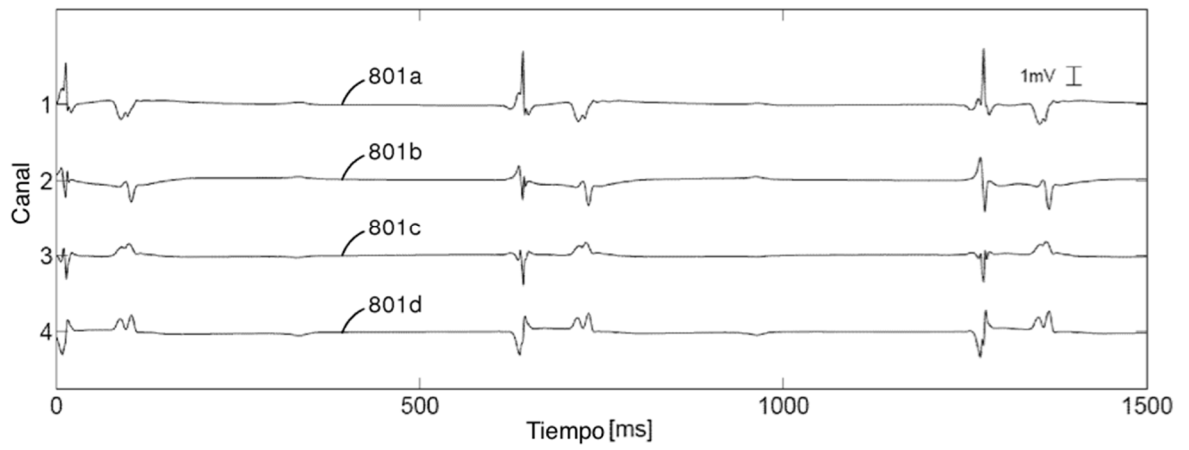


Fig. 8

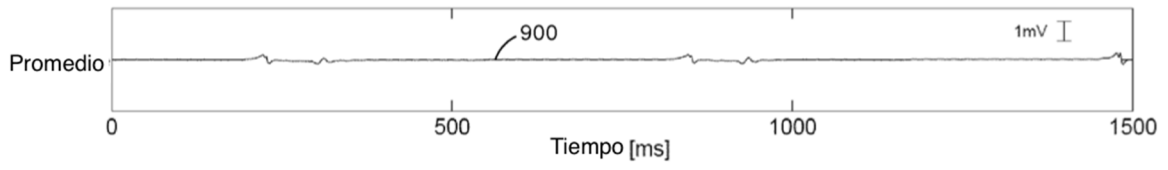


Fig. 9

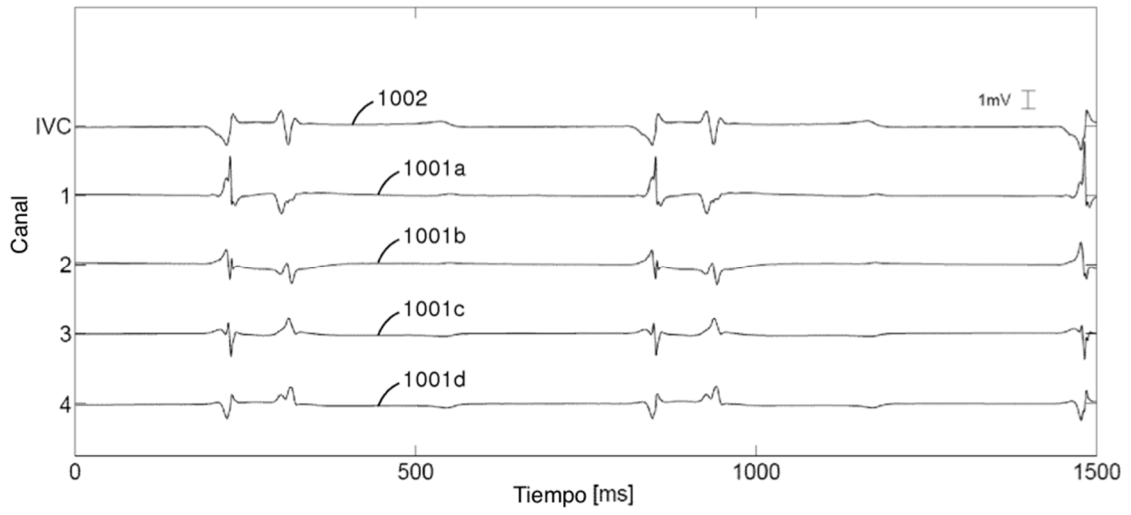


Fig. 10

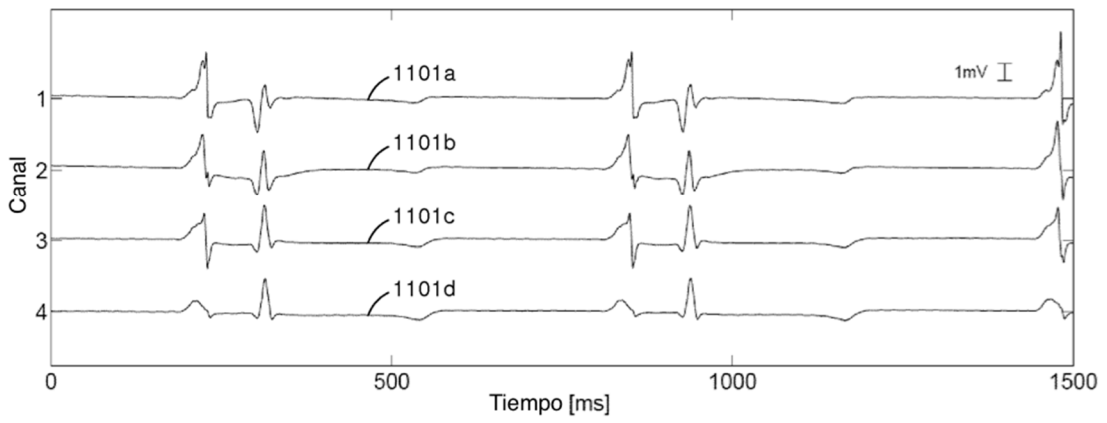


Fig. 11

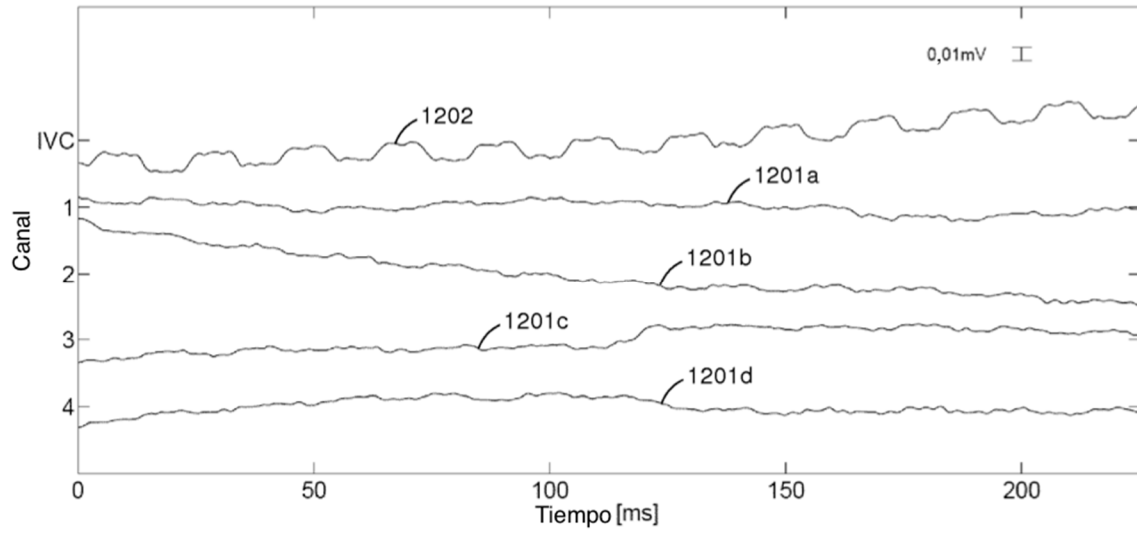


Fig. 12

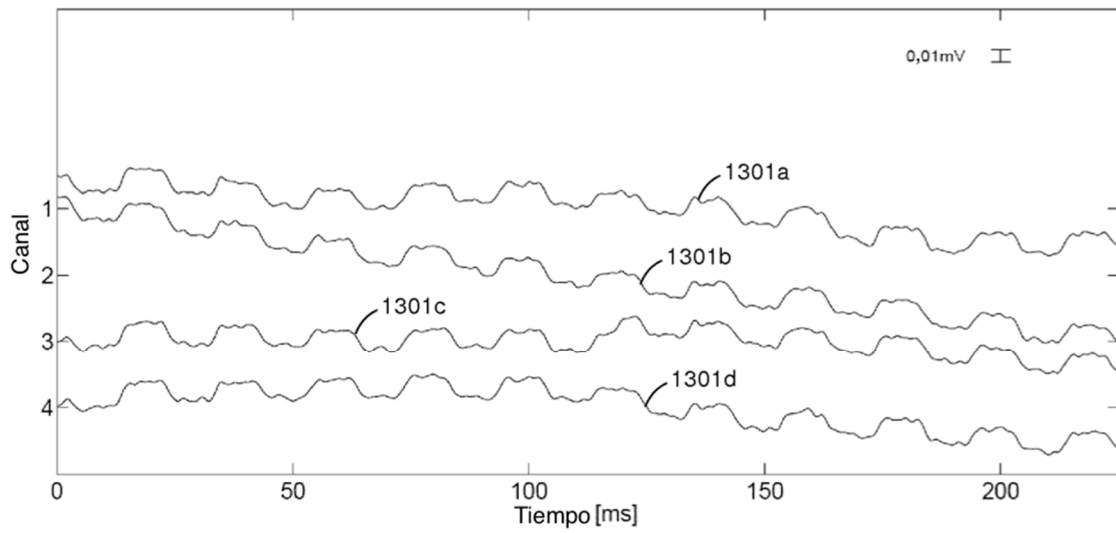


Fig. 13

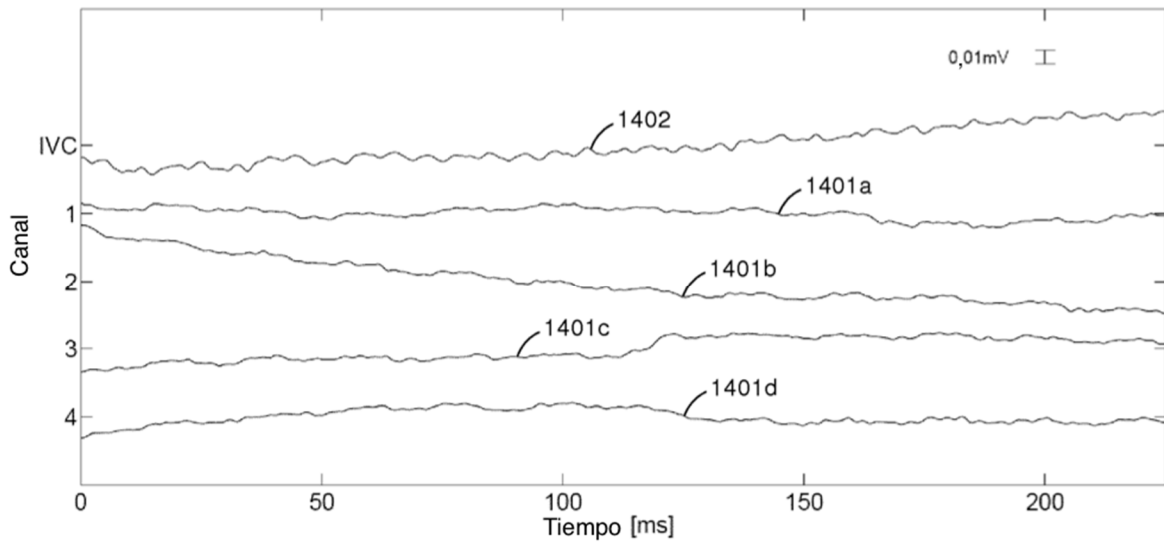


Fig. 14

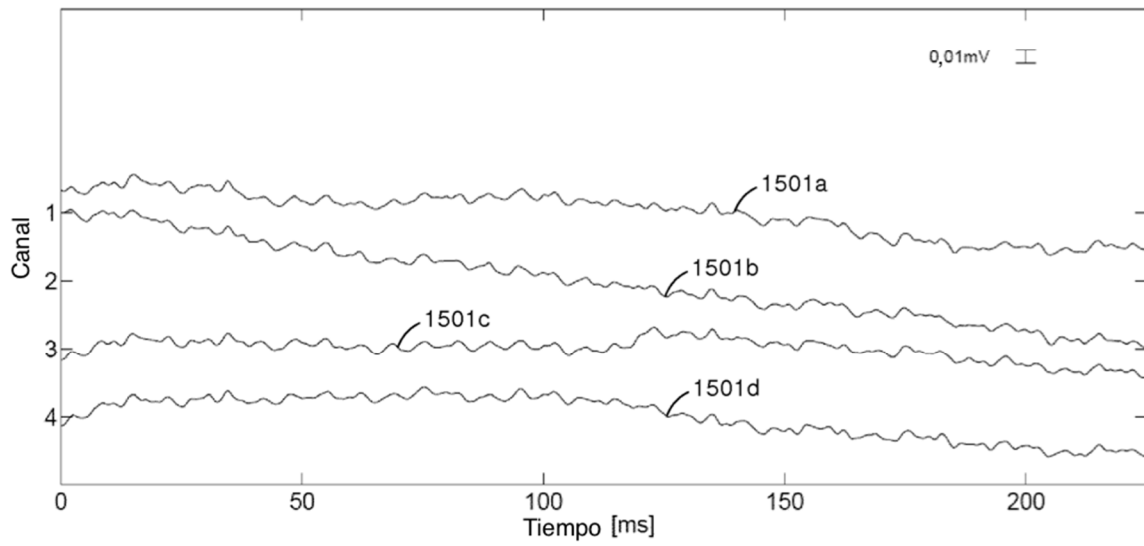


Fig. 15