



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 320 190**

51 Int. Cl.:
A61B 5/0428 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **00440127 .9**

96 Fecha de presentación : **05.05.2000**

97 Número de publicación de la solicitud: **1050270**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **08.11.2000**

54

Título: **Método y dispositivo para la adquisición de un electrocardiograma.**

30

Prioridad: **07.05.1999 FR 99 05963**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:
20.05.2009

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:
20.05.2009

73

Titular/es: **Schiller Medical**
4, rue Louis Pasteur
67160 Wissembourg, FR

72

Inventor/es: **Fischer, Roland**

74

Agente: **Tomás Gil, Tesifonte Enrique**

ES 2 320 190 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).

ES 2 320 190 T3

DESCRIPCIÓN

Método y dispositivo para la adquisición de un electrocardiograma.

5 La presente invención se refiere al ámbito de la adquisición y del tratamiento de señales fisiológicas, particularmente para mejorar la relación señal/ruido, y tiene como objeto un método y un dispositivo de adquisición de una señal de electrocardiograma (ECG), sensiblemente desprovista de ruido, en particular de ruido proveniente de variaciones del campo magnético local.

10 La adquisición de señales fisiológicas suelen plantear problemas de recuperación fiel de la señal pues suelen ser débiles y ahogarse en un ruido importante.

La dificultad aumenta aún más cuando la adquisición es realizada en un ambiente de RMN y la señal concernida es un electrocardiograma (ECG).

15 Ahora bien, el electrocardiograma es la señal fisiológica por excelencia para vigilar el estado de un paciente, pero también como señal de secuenciación, particularmente para un generador de imágenes por RMN, por ejemplo como señal de puesta en marcha de una secuencia de adquisición (más conocido bajo la designación "triggering") y/o como señal de puesta en marcha de una ventana de adquisición (más conocido bajo la designación "gating").

20 En efecto, esta señal puede ser explotada de diferentes maneras, particularmente por visualización, análisis de formas, recuento o análogo, con el fin de determinar las características morfológicas, de frecuencia u otras.

25 La señal de electrocardiograma es una señal repetitiva de la que cada secuencia está constituida por la yuxtaposición de varias ondas (P, QRS, T, ST).

La eliminación del ruido de la señal es obviamente importante en términos de monitorización. En efecto, para que el médico pueda seguir en tiempo real la evolución del paciente es necesario que disponga de un acceso claro a la información y un ECG con ruidos no resulta ser de ninguna utilidad.

30 La detección de picos en el complejo QRS es de una importancia capital. Por una parte, para determinar la frecuencia cardíaca, pero también para poder sincronizar la toma de imágenes de un generador de imágenes por RMN sobre el ECG ("triggering"/"gating"). Esta sincronización cardíaca permite excitar cada corte en un momento que es siempre el mismo en el ciclo cardíaco, y por lo tanto tener una imagen de este corte que se libere de los fenómenos de movimiento.

35 Actualmente, esta fase de filtrado de la señal de electrocardiograma es habitualmente realizada a través de circuitos analógicos o de tarjetas apropiadas cuyas características son fijas y los rendimientos limitados y que no alcanzan a liberar eficazmente a la señal de ECG de sus artefactos y parásitos debido a las perturbaciones electromagnéticas que prevalecen particularmente en el transcurso de los exámenes de RMN.

45 Estas perturbaciones electromagnéticas provienen esencialmente de los picos y cambios locales del campo magnético principal B_0 resultantes de la acción de los gradientes aplicados en el curso de las investigaciones por RMN. Estas introducen una señal de ruido en el bucle de medición de la señal de ECG, cuya intensidad puede ser equivalente, incluso superior, a aquella de la señal de ECG.

Se observará que B_0 está orientado según el eje longitudinal del paciente, en el caso de un aparato de RMN de túnel, y perpendicularmente al plano coronal del paciente en el caso de un aparato de RMN en el entrehierro del tipo "abierto".

50 Considerando que la orientación del campo principal B_0 corresponda al eje Z de un punto de referencia espacial ortogonal (X, Y, Z), los gradientes lineales en X, Y y Z pueden ser definidos como sigue:

55
$$\text{grad.X} = \frac{d B_z}{dx}, \quad \text{grad.Y} = \frac{d B_z}{dy} \quad \text{y} \quad \text{grad.Z} = \frac{d B_z}{dz}$$

Para intentar suprimir esta señal de ruido inducido, se han realizado varias soluciones.

60 Así, se ha propuesto someter la señal de ECG a un filtro sensible a la velocidad de crecimiento de la tensión de la señal ajustada a un valor ligeramente superior al valor máximo típico del dV/dt del ECG.

Sin embargo, este método no permite suprimir el ruido inducido por las secuencias de aplicación y de supresión de diferentes gradientes de frecuencia elevada.

65 También se ha propuesto derivar la señal de ECG tomada en dos señales secundarias, retardar una de estas últimas por una duración correspondiente a un múltiplo del período de la señal del ECG y extraer de ahí la componente de ruido, y a continuación operar una sustracción entre la señal no retardada y la componente de ruido de un período anterior.

ES 2 320 190 T3

Sin embargo, este método sólo permite llegar a una mejora notable de la señal de ECG si el ruido inducido y por lo tanto las condiciones electromagnéticas, son sensiblemente idénticos en varios períodos de la señal de ECG y si esta última es relativamente regular. Ahora bien, en la práctica, estos casos no son frecuentes y pueden producir una deformación notable de la señal de ECG.

5

La presente invención tiene particularmente como objetivo paliar los inconvenientes citados anteriormente.

La patente francesa FR 2 685 968 se refiere a un dispositivo de transmisión hacia un monitor de señales fisiológicas de un paciente sometido a un examen de imágenes por resonancia magnética nuclear.

10

Según este dispositivo, un módulo de tratamiento y de conversión de las señales dispuesto cerca del paciente es conectado a los sensores colocados sobre el paciente y un módulo de recepción y de reconversión de las señales las recibe transmitidas de forma óptica por una fibra óptica y las trata para permitir su explotación en un monitor.

15

Según esta invención, se evitan los parásitos provenientes del entorno y las perturbaciones aportadas por éste convirtiendo las señales eléctricas en señales ópticas.

La presente invención permite evitar de otra forma la perturbación de la señal a través de parásitos del medio electromagnético perturbador en el cual se encuentra el paciente.

20

Consiste en obtener simultáneamente del paciente en condiciones de perturbación sensiblemente idénticas una segunda señal de medición incluyendo al menos el ruido y explotar una señal diferencial liberada del ruido. La transmisión se efectúa modulando la señal en frecuencia y utilizando la conversión opto-eléctrica.

25

La solicitud europea EP 0 247 991 se refiere a un método y a un dispositivo multicanal que permite captar y transmitir señales lentas de poca amplitud. Se trata particularmente de la transmisión de la diferencia de amplitud de las muestras entre dos interrogaciones consecutivas.

La transmisión según la presente invención no procede de esta manera.

30

Se transmite en tiempo real una señal diferencial entre una primera señal de medición conteniendo el ruido perturbador y una segunda señal de medición incluyendo el ruido resultante de una medición efectuada en condiciones de perturbación sensiblemente idénticas.

35

La presente invención se distingue de estas dos solicitudes anteriores por dos mediciones en lugares idénticamente perturbados sensiblemente y la explotación de una señal diferencial sensiblemente exenta de parásitos perturbadores.

Con este fin, tiene como objeto un método de adquisición de un electrocardiograma (ECG) de un paciente situado en un entorno electromagnético perturbador, que consiste en obtener del paciente una señal de ECG con ruido a nivel de la región cardiaca como señal diferencial resultante de las señales emitidas por dos electrodos formando parte de un primer bucle de medición, que consiste, además, en obtener simultáneamente del paciente, en condiciones de perturbaciones sensiblemente idénticas, una segunda señal de medición incluyendo al menos el ruido, como señal diferencial resultante de las señales emitidas por dos electrodos formando parte de un segundo bucle de medición diferenciada de la primera, luego en sumar o substraer de la primera señal de ECG con ruido, en tiempo real, dicha segunda señal de medición, en función de la polaridad del ruido en esta última respecto al ruido en la señal de ECG con ruido y, finalmente, tratar, convertir, transmitir y/o visualizar en tiempo real la señal resultante, representativa del ECG y sensiblemente desprovista de ruido.

40

La invención tiene igualmente como objetivo transmitir la señal ECG desprovista de ruido por un enlace de transmisión sin recuperación de parásitos o de señales extrañas perturbadoras.

50

La invención se comprenderá mejor gracias a la siguiente descripción que se refiere a los modos de realización preferidos, dados como ejemplos no limitativos y explicados con referencia a los dibujos esquemáticos anexos, en los cuales:

55

- la figura 1 es una vista en perspectiva de un corte transversal de un paciente, a la altura del corazón, que ilustra la implantación de los electrodos según una primera variante de realización del método según la invención, en particular respecto al campo principal B_0 en un aparato RMN de túnel.

60

- la figura 2 es una vista esquemática desde arriba mostrando la disposición de los electrodos representados en la figura 1;

- la figura 3 es una vista esquemática desde arriba que ilustra otra disposición de los electrodos según una segunda variante de realización de la invención;

65

- la figura 4 es una vista esquemática desde arriba que ilustra otra disposición de los electrodos según una tercera variante de realización de la invención;

ES 2 320 190 T3

- la figura 5 es un esquema de bloques que ilustra los diferentes componentes de un aparato de adquisición del ECG según un modo de realización particular de la invención;

- las figuras 6A y 6B son diagramas temporales de señales de electrocardiogramas recogidas durante la aplicación de una secuencia RMN, respectivamente con y sin realización del método según la invención, y,

- las figuras 7A y 7B son igualmente diagramas temporales de señales de electrocardiogramas recogidas antes y durante la aplicación de una secuencia RMN, respectivamente con y sin realización del método según la invención.

10 De este modo, el método de adquisición del electrocardiograma (ECG) de un paciente 1 situado en un entorno electromagnético perturbador, consiste en primer lugar en obtener de dicho paciente 1 una señal de ECG con el ruido S1 a nivel de la región cardíaca como señal diferencial resultante de las señales emitidas por dos electrodos 3, 3' formando parte de un primer bucle de medición 2.

15 Conforme a la invención, dicho método consiste, además, en obtener simultáneamente del paciente 1, en condiciones de perturbaciones sensiblemente idénticas, una segunda señal de medición S2 incluyendo al menos el ruido, como señal diferencial resultante de las señales emitidas por dos electrodos 5, 5' formando parte de un segundo bucle de medición 4 distinto del primero 2, luego en sumar o sustraer de la primera señal de ECG con el ruido S1, en tiempo real, dicha segunda señal de medición S2, en función de la polaridad del ruido en esta última respecto al ruido en la señal de ECG con ruido S1 y, finalmente, tratar, convertir, transmitir y/o visualizar en tiempo real la señal resultante SR, representativa del ECG y sensiblemente desprovista de ruido.

25 Para asegurar la presencia en la señal resultante SR de por lo menos una componente representativa del ECG, se prevé que el segundo bucle de medición 4 esté constituido y dispuesto de tal manera, que en caso de adquisición por éste de una componente de señal representativa del ECG además del o mezclado con la señal de ruido, dicha componente de señal representativa del ECG presente una polaridad opuesta y/o una amplitud inferior a aquella(s) de la componente de señal representativa del ECG recogida por el primer bucle de medición 2.

30 Inspirándose particularmente en el modo de creación y de aplicación de los gradientes magnéticos en el curso de las experiencias RMN y de los resultados de sus acciones acumuladas en términos de creación y de variación de las intensidades de los campos magnéticos locales, el inventor ha podido determinar las medidas a tomar para optimizar la reducción de la componente de señal relativa al ruido inducido por dichos gradientes en la señal de ECG resultante SR.

35 De este modo, en el caso de un paciente 1 colocado en un generador de imágenes por resonancia magnética nuclear o un aparato de análisis por RMN análogo, las dimensiones aparentes para el flujo magnético, en un plano PP perpendicular a la dirección del campo principal B_0 , del primer y segundo bucle de medición 2 y 4 formados por los hilos de conexión 2' y 4' de los electrodos respectivos 3, 3' y 5, 5' y los tejidos 2'', 4'' extendiéndose entre los dos electrodos 3, 3'; 5, 5' de un mismo bucle de medición 2, 4 son determinados para que sean similares, incluso idénticos.

40 En este contexto de aplicación, la señal resultante SR podrá ser ventajosamente utilizada para la vigilancia por monitorización del paciente y para la puesta en marcha de la RMN ("triggering" y/o "gating").

45 Como se desprende de una comparación entre las figuras 1 y 2 de los dibujos anexos, por una parte, y las figuras 3 y 4, por otra parte, los dos bucles de medición 2 y 4 podrán, en función de las aplicaciones y de la constitución de los medios sensores utilizados, bien estar físicamente separados e independientes, o bien contener un electrodo común 3', 5'.

50 Conforme a un primer modo de realización de la invención, el primer y el segundo bucle de medición 2 y 4 están dispuestos sensiblemente simétricamente respecto al plano mediano PM del paciente 1 perpendicular al plano coronal PC de este último, los electrodos 3, 3'; 5, 5' de los dos bucles de medición 2 y 4 estando preferiblemente pero no obligatoriamente dispuestos de manera alineada y presentando un espaciamiento similar entre los electrodos de cada par 3 y 3'; 5 y 5' (ver figuras 1 a 3 y 5 de los dibujos anexos).

55 En efecto el inventor ha podido constatar que las señales de ruido obtenidas a través de los bucles de medición 2 y 4 configurados y dispuestos como se ha descrito arriba eran sensiblemente idénticas en el marco de las experiencias por RMN corrientes recordando a los gradientes de campo magnético.

60 Según un segundo modo de realización de la invención representado en la figura 4, los tres electrodos 3, 3'; 5, 5' formando los dos bucles de medición 2 y 4 están dispuestos en una configuración triangular a nivel de la región cardíaca de tal manera que el segundo bucle de medición 4 obtenga una componente de señal representativa del ECG de polaridad opuesta y de amplitud sensiblemente igual a aquella de la componente de señal representativa del ECG obtenida por el primer bucle de medición 2.

65 Finalmente, para su explotación en tiempo real, particularmente en el marco de una vigilancia del estado de un paciente sometido a un examen de RMN, la señal SR resultante de la adición o de la sustracción de las señales diferenciales S1 y S2 emitidas por los dos bucles de medición 2 y 4 puede ser tratada por un filtro de paso bajo 8, luego utilizada para la modulación en frecuencia de una portadora y, finalmente, transmitida hacia un aparato 11

provisto de medios de visualización de la señal de ECG SR filtrada, en su caso después de su conversión en señal óptica.

5 Puede preverse que la señal de ECG sea eventualmente sometida a un filtrado digital por un filtro de respuesta a un impulso infinito del tipo elíptico o llamado de Cauer, por ejemplo del cuarto orden.

10 La presente invención tiene igualmente como objetivo un dispositivo sensor para la adquisición en tiempo real de la señal de ECG de un paciente 1, en particular sometido a un examen de RMN, que puede ser conectado a un aparato de visualización 11 y que permite particularmente la realización del método como se ha descrito arriba.

15 Este dispositivo está principalmente constituido, por una parte, por dos módulos 6, 6' de extracción de señales fisiológicas S1 y S2 proporcionadas por dos bucles de medición distintos 2 y 4 que incluye cada uno un par de electrodos 3, 3'; 5, 5' colocados sobre el paciente 1, al menos una de las dos señales fisiológicas S1, S2 incluyendo una componente de señal representativa del ECG, por otra parte, por un módulo 7 sumador o diferenciador de las señales S1 y S2 emitidas por los dos módulos de extracción 6, 6' y, finalmente, a través de módulos 8, 9, 10 de tratamiento, particularmente de filtrado y de conversión, de la señal SR proporcionada por dicho módulo 7 sumador o diferenciador.

20 Los módulos de extracción 6, 6' consisten ventajosamente, cada uno, en un amplificador diferencial de instrumentación cuyas entradas son conectadas a los electrodos respectivos.

25 Los módulos de tratamiento 8, 9, 10 podrán por ejemplo consistir respectivamente en un filtro de paso bajo 8, en una unidad de modulación de frecuencia 9 y en un módulo 10 de conversión electro-óptica conectado a una fibra óptica cuya otra extremidad es conectada a un módulo 11' de conversión opto-electrónica conectado o formando parte del aparato 11 provisto de los medios de visualización de la señal de ECG.

30 De manera ventajosa, todos los módulos 6, 6', 7, 8, 9, 10 son reagrupados en una caja blindada 12 formando una jaula de Faraday, que es conectada a los electrodos 3, 3'; 5, 5' a través de hilos de conexión resistivos flexibles 2'', 4'' y que no están en contacto directo con la piel del paciente 1, los dos módulos de extracción 6, 6' pudiendo eventualmente contener un electrodo común 3', 5'.

35 Además, los diferentes elementos y partes que forman el dispositivo según la invención podrán estar esencialmente constituidos por materiales no magnéticos, haciendo su utilización perfectamente compatible con un entorno magnético sensible y perturbador.

40 El dispositivo para la realización del método de adquisición descrito arriba podrá particularmente consistir en un dispositivo sensor del tipo descrito en la patente francesa n° 2 704 131 o en la patente francesa n° 2 729 071.

45 Las ventajas proporcionadas por la invención, en términos de mejora de la calidad de la señal de ECG final, serán deducidas muy claramente del estudio de las figuras 6A, 6B, 7A y 7B de los dibujos anexos.

50 Las figuras 6A y 6B, por una parte, y 7A y 7B, por otra parte, representan las señales de electrocardiogramas recogidas de un mismo paciente y en las mismas condiciones de posicionamiento de los electrodos y de entorno electromagnético.

55 De este modo, estas señales han sido recogidas con una colocación de los electrodos a aproximadamente 22 cm delante del centro magnético, lo que constituye el posicionamiento más desfavorable (las perturbaciones debidas a la conmutación de los gradientes siendo máximas), y con gradientes de magnitud 16 mT/m.

Las señales de las figuras 6A y 6B han sido recogidas durante la aplicación de una secuencia de RMN del tipo conocido bajo la designación "Fast Spin Echo", cuando las señales de las figuras 7A y 7B han sido recogidas antes y durante la aplicación de una secuencia de RMN del tipo conocido bajo la designación "Eco de Gradiente" con compensación en flujo.

La mejora de la calidad de la señal resultante de la aplicación del método según la invención se deduce claramente comparando, por una parte, la figura 6A con la figura 6B y, por otra parte, la figura 7A con la figura 7B.

La invención sigue siendo válida aunque la disposición de los electrodos cambie.

60 Referencias citadas en la descripción

Esta lista de referencias citada por el solicitante ha sido recopilada exclusivamente para la información del lector. No forma parte del documento de patente europea. La misma ha sido confeccionada con la mayor diligencia; la OEP sin embargo no asume responsabilidad alguna por eventuales errores u omisiones.

65

ES 2 320 190 T3

Documentos de patente citados en la descripción

- FR 2685968 [0019]
- FR 2704131 [0049]
- 5 • EP 0247991 A [0024]
- FR 2729071 [0049]

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Método de adquisición de electrocardiograma (ECG), sensiblemente desprovisto de ruido, de un paciente situado en un entorno electromagnético perturbador generando un ruido en la señal de medición, que consiste en obtener del paciente a nivel de su región cardíaca una primera señal de medición (S1) que es una señal de ECG con ruido como señal recogida por dos electrodos (3, 3') formando parte de una primer bucle de medición (2), y que consiste, en obtener además y simultáneamente del paciente (1), por un segundo bucle de medición (4) diferenciado del primero e incluyendo dos electrodos (5, 5'), una segunda señal de medición (S2) incluyendo al menos el ruido, luego en tiempo real en sumar a o sustraer de la primera señal de ECG con ruido (S1), la segunda señal de medición (S2) incluyendo al menos el ruido, en sumar o sustraer en función de la polaridad del ruido en esta última señal (S2) en relación a aquella del ruido en la señal de ECG con ruido (Si), el segundo bucle de medición (4) estando constituido y dispuesto para permitir la adquisición de la señal de ECG además del ruido o mezclada con el ruido, dicha señal de ECG presentando una amplitud inferior a aquella de la señal de ECG recogida por el primer bucle de medición (2) y finalmente, en tratar, convertir, transmitir y/o visualizar en tiempo real la señal resultante (SR), representativa del ECG y sensiblemente desprovista del ruido.

2. Método de adquisición según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que el segundo bucle de medición (4) está constituido y dispuesto de tal manera que en caso de que adquiriera una componente de señal representativa del ECG además del o mezclada con la señal de ruido, dicha componente de señal representativa del ECG presenta una polaridad opuesta y/o una amplitud inferior a aquella(s) de la componente de señal representativa del ECG recogida por el primer bucle de medición (2).

3. Método de adquisición según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** por el hecho de que, en el caso de un paciente (1) situado en un generador de imágenes por resonancia magnética nuclear o un aparato de análisis por RMN análogo, las dimensiones aparentes para el flujo magnético, en un plano (PP) perpendicular a la dirección del campo principal (Bo), del primer y segundo bucle de medición (2 y 4) formados por los hilos de conexión (2' y 4') de los electrodos respectivos (3, 3' y 5, 5') y los tejidos (2'', 4'') extendiéndose entre los dos electrodos (3, 3'; 5, 5') de un mismo bucle de medición (2, 4) son similares, incluso idénticos.

4. Método de adquisición según cualquiera de las reivindicaciones 1 ó 3, **caracterizado** por el hecho de que el primer y segundo bucle de medición (2 y 4) tienen un electrodo común (3', 5').

5. Método de adquisición según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** por el hecho de que el primer y el segundo bucle de medición (2 y 4) que pasan por los electrodos están dispuestos sensiblemente simétricamente respecto al plano mediano (PM) del paciente (1) perpendicular al plano corona! (PC) de este último.

6. Método de adquisición según la reivindicación 5, **caracterizado** por el hecho de que los electrodos (3, 3'; 5, 5') distintos o con un electrodo común de los dos bucles de medición (2 y 4) están dispuestos de manera alineada.

7. Método de adquisición según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** por el hecho de que los tres electrodos (3, 3'; 5, 5') formando los dos bucles de medición (2 y 4) están dispuestos en una configuración triangular a nivel de la región cardíaca de tal manera que el segundo bucle de medición (4) obtenga una componente de señal representativa del ECG de polaridad opuesta y de amplitud sensiblemente igual a aquella de la componente de señal representativa del ECG obtenida por el primer bucle de medición (2).

8. Método de adquisición según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** por el hecho de que la señal (SR) resultante de la adición o de la sustracción de las señales diferenciales (S1 y S2) emitidas por los dos bucles de medición (2 y 4) es tratada por un filtro de paso bajo (8), luego utilizada para la modulación en frecuencia de una portadora y, finalmente, transmitida hacia un aparato (11) provisto de medios de visualización de la señal de ECG (SR) filtrada, en su caso después de su conversión en señal óptica.

9. Dispositivo sensor para la adquisición en tiempo real de la señal de ECG de un paciente situado en un entorno electromagnético perturbador, en particular sometido a un examen de RMN, pudiendo ser conectado a un aparato de visualización y que permite la realización del método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, el dispositivo estando principalmente constituido, por una parte, por dos módulos (6, 6') de extracción de señales fisiológicas (S1 y S2) la primera (S1) siendo una señal ECG con ruido y la segunda (S2) siendo una señal de medición incluyendo al menos el ruido, los módulos estando formados por dos bucles de medición distintos (2 y 4) incluyendo cada uno un par de electrodos (3, 3'; 5, 5') adaptados para ser colocados sobre el paciente (1), y por otra parte, por un módulo (7) sumador o diferenciador de las señales (S1 y S2) emitidas por los dos módulos de extracción (6, 6') y, finalmente, a través de módulos (8, 9, 10) de tratamiento, particularmente de filtrado y de conversión, de la señal resultante (SR) proporcionada por dicho módulo (7) sumador o diferenciador, el segundo bucle de medición (4) estando constituido y dispuesto para permitir la adquisición de la señal de ECG además del ruido o mezclada con éste, dicha señal de ECG presentando una amplitud inferior a aquella de la señal de ECG recogida por el primer bucle de medición (2) para tratar, convertir, transmitir y/o visualizar en tiempo real la señal resultante (SR), representativa del ECG y sensiblemente desprovista de ruido.

ES 2 320 190 T3

10. Dispositivo según la reivindicación 9, **caracterizado** por el hecho de que todos los módulos (6, 6', 7, 8, 9, 10) son reagrupados en una caja blindada (12) formando una jaula de Faraday, que es conectada a los electrodos (3, 3'; 5, 5') a través de hilos de conexión resistivos flexibles (2'', 4'') y que no están en contacto directo con la piel del paciente (1).

5

11. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 9 y 10, **caracterizado** por el hecho de que los dos módulos de extracción (6, 6') tienen un electrodo común (3', 5').

10

12. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, **caracterizado** por el hecho de que los diferentes elementos y partes que forman dicho dispositivo están esencialmente constituidos de materiales no magnéticos, haciendo su utilización perfectamente compatible con un entorno magnético sensible y perturbador.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

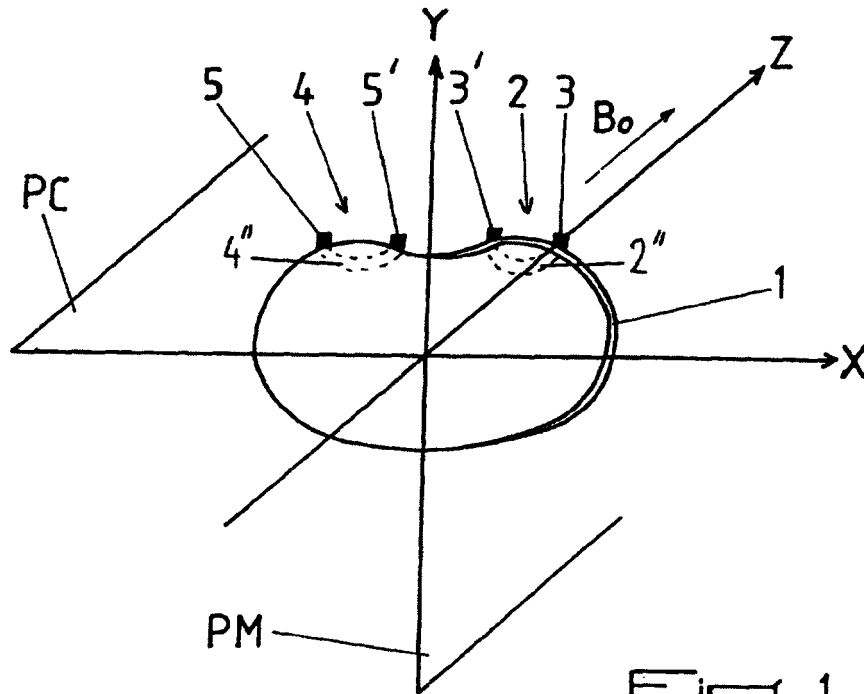


Fig-1

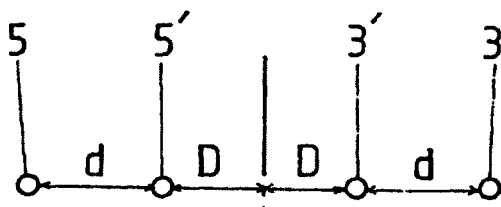


Fig-2

PM

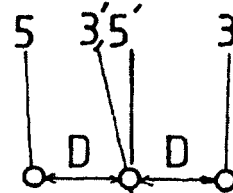


Fig-3

PM

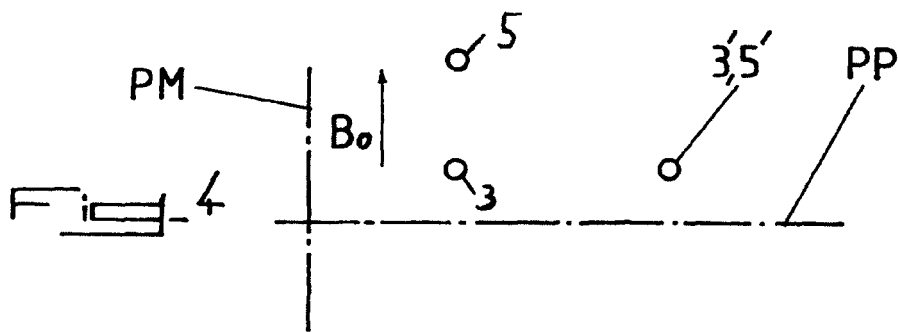
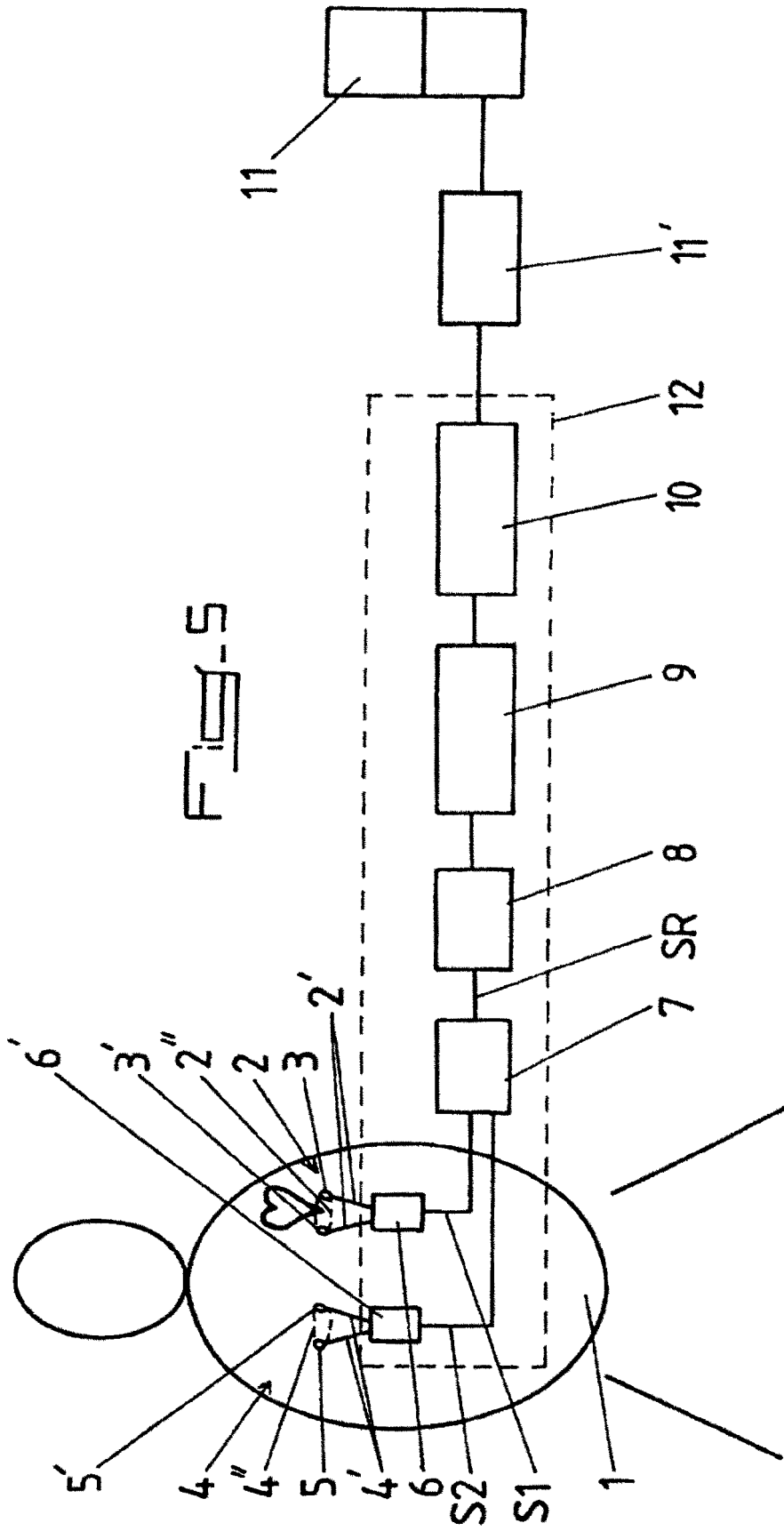


Fig-4



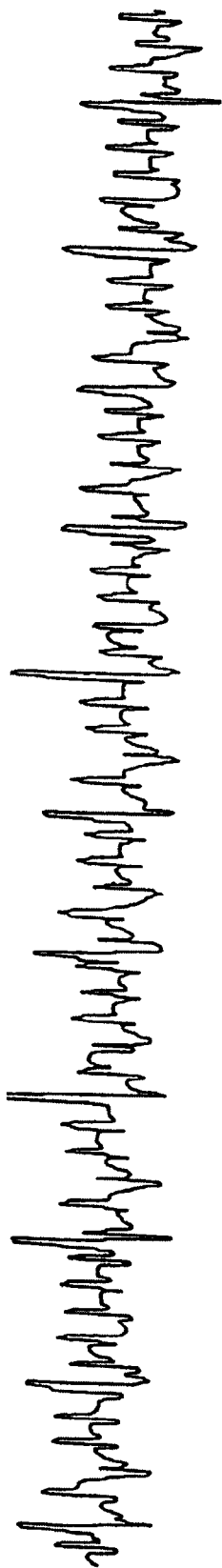


Fig. 6A



Fig. 6B

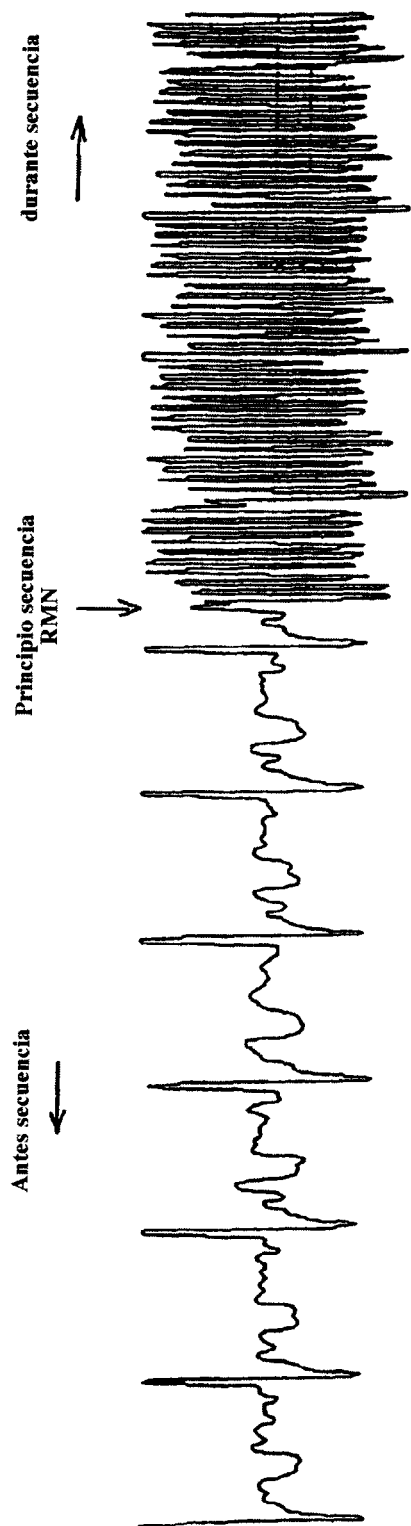


Fig. 7A

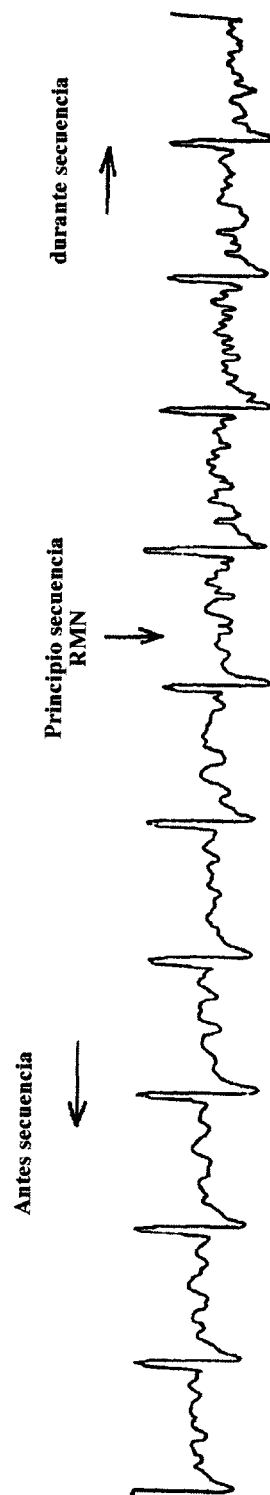


Fig. 7B