



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 287 643**

51 Int. Cl.:
A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **04103080 .0**
86 Fecha de presentación : **30.06.2004**
87 Número de publicación de la solicitud: **1493385**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **05.01.2005**

54 Título: **Detector portátil para medir movimientos de una persona.**

30 Prioridad: **02.07.2003 FR 03 50285**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.12.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.12.2007

73 Titular/es:
COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE
25, rue Leblanc, Immeuble "Le Ponant D"
75015 Paris, FR

72 Inventor/es: **Guillemaud, Régis y**
Caritu, Yanis

74 Agente: **Justo Vázquez, Jorge Miguel de**

ES 2 287 643 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

Detector portátil para medir movimientos de una persona.

5 El objeto de esta invención es un detector portátil destinado a medir unos movimientos de la persona portadora.

10 Existe una técnica anterior abundante para medir unas señales cardíacas u otras por medio de un detector que se pega en el paciente. Así, se han propuesto unos sensores de movimiento como unos acelerómetros para seguir los movimientos de la caja torácica y deducir el ritmo cardíaco. Sin embargo, tales detectores han estado reservados a unas condiciones particulares de estado o de postura del paciente; en general, es necesaria una ausencia de esfuerzo o de movimiento para dar una medida fiable, que no sea confundida por unos componentes de otro origen de la señal de movimiento, que podrían ser preponderantes a causa de la pequeñez de los movimientos de origen cardíaco.

15 Se han aplicado también unos sensores de movimiento en diversas partes del cuerpo para seguir a las personas portadoras y a veces determinar un estado de sueño, una caída, etc. La complejidad de las posturas y de los niveles de actividad humana no se presta a un análisis real de la actividad con los detectores usuales, que están bastante más reservados a la detección de un solo género de acontecimientos y programados para ignorar los otros, en la medida de lo posible.

20 Sería interesante, por ejemplo, completar un detector de caída mediante un detector de medidas fisiológicas para verificar el estado del paciente después de la caída, pero eso no es posible más que con los dos respectivos detectores llevados por el paciente, lo que es incómodo.

25 Aquí se propone un detector portátil perfeccionado y comprende en primer lugar unos medios de tratamiento de la señal que permiten distinguir un componente de la señal, debido a una actividad exterior del sujeto portador, al menos un componente de la señal debido a una actividad fisiológica (los latidos del corazón o el soplo particularmente). Tal dispositivo se describe sin embargo en el documento US-A-5935081.

Los objetivos de la invención son:

- 30 - proporcionar un detector que distinga componentes de señales de niveles muy diferentes y susceptible de variar fuertemente con el tiempo;
- 35 - hacerlo a partir de medidas hechas mediante unos mismos sensores de movimiento;
- proporcionar tal detector que sea de estructura unitaria y de tamaño pequeño;
- 40 - ofrecer una capacidad aumentada de medida y de diagnóstico de estados fisiológicos, limitando las duraciones en las que las medidas no deben ser consideradas;
- ofrecer una determinación más universal de estados de postura y de actividad del portador discerniendo un número mayor.

45 Conviene evitar que una detección incorrecta conduzca a una alerta inútil. Tal situación puede ocurrir con ciertos movimientos exteriores particularmente bruscos que en la práctica impiden una detección conveniente de los movimientos de origen fisiológico. Por lo tanto, es útil y característico de la invención añadir al detector un módulo que reconozca tal situación según unos criterios que dependen del componente de actividad exterior, y que decide entonces una invalidación temporal de la estimación del componente debido a la actividad fisiológica.

50 Los latidos del corazón y el soplo son unos movimientos periódicos, cuya intensidad y frecuencia varían según el nivel de actividad del portador en unas condiciones particulares. Los movimientos debidos a la actividad exterior del portador son generalmente de baja frecuencia; pero no siendo periódicos, están comprendidos en una banda de frecuencia más ancha, y su intensidad puede variar fuertemente. Por razón de estas variaciones de frecuencia y más aún de los solapamientos de las bandas de frecuencia asociadas a estos movimientos diferentes, es imposible separarlos mediante simples filtraciones de la señal. Sin embargo, se han obtenido unos resultados satisfactorios aplicando un filtro no estacionario a la señal o a las señales de movimiento y substrayendo la señal filtrada de la señal de origen (la señal bruta o bien una señal que ha sufrido una filtración preliminar para eliminar el ruido): las señales de origen fisiológico destacan entonces bastante bien.

60 Otro obstáculo proviene de la sensibilidad de las medidas a la postura corporal cogida por el portador, ya que la aceleración de la gravedad, que interviene en las medidas acelerométricas y debe ser corregida, se percibe con una intensidad que depende de esta postura, y de que las medidas de la actividad fisiológica den unos valores de aceleración mucho más pequeños. Se recomienda añadir unos indicadores de la posición del portador, particularmente unos magnetómetros que miden la dirección del campo magnético ambiente, con el fin de determinar mejor la postura de la persona portadora y de elegir solamente ciertas señales de movimiento, apartando las que están demasiado afectadas por la gravedad, para el tratamiento conforme a la invención. Este perfeccionamiento es útil ante todo cuando varios sensores miden tantos movimientos del portador en unas direcciones diferentes. Una situación corriente

ES 2 287 643 T3

consiste en el empleo de tres sensores que miden unos movimientos en unas direcciones perpendiculares, usualmente de avance, de lado y de elevación del portador.

Una realización de la invención será ahora descrita más completamente en relación con las figuras. La figura 1 ilustra el lugar del detector en la persona portadora, la figura 2 el detector en su conjunto y la figura 3 el sistema de tratamiento.

La figura 1 muestra que el detector, que lleva la referencia 1, está colocado en el pecho de un portador 2. Podría ser colocado en el abdomen o en otra parte. El detector 1 es una miniatura, lo que le permite ser llevado con comodidad y casi sin ser percibido, contrariamente a otros. Los ejes X, Y y Z se introducen para la comodidad de la explicación y definen un punto de referencia unido al portador 2, estando dirigido el eje X hacia delante, el eje Z hacia los pies y el eje Y hacia la derecha.

Según la figura 2, el detector 1 puede comprender una caja 3 que contiene tres acelerómetros que llevan todos la referencia 4, tres magnetómetros que llevan todos la referencia 5 y un sistema 6 de tratamiento al que acelerómetros 4 y magnetómetros 5 están unidos por unos hilos de manera que le proporcionan sus señales. Los acelerómetros 4 miden cada uno un componente de aceleración del movimiento del pecho del portador 2 en uno de los ejes X, Y y Z respectivamente en función de la dirección de la gravedad; los magnetómetros 5 hacen lo mismo en función de la dirección del campo magnético terrestre. El detector 1 se mantiene con una orientación constante contra la piel o una prenda de ropa del portador 2 mediante cola, una costura, una banda de sujeción o cualquier otro medio conveniente. La descripción versa ahora sobre la unidad 6 de tratamiento con la ayuda de la figura 3.

Las señales que provienen de los acelerómetros 4 o de los magnetómetros 5 pasan cada una por un módulo 7 de normalización y son transmitidas a dos módulos 8 y 9 de cálculo que trabajan a la vez en paralelo y en interacción, en los que el primero (8) calcula el componente de las señales que es debido a la actividad exterior del portador 2 y el segundo (9) calcula el componente de las señales debido a la actividad fisiológica; este segundo módulo (9) comprende un submódulo (10) afectado en los movimientos debidos al latido del corazón y un submódulo 11 afectado en los movimientos debidos al sople respiratorio.

El primer módulo 8 de cálculo comprende un filtro 12 de paso bajo que transmite la señal que proviene del módulo 7 de normalización a un dispositivo 13 de análisis de actividad, a un dispositivo 14 de análisis de postura, a un dispositivo 15 de análisis de nivel de actividad y a un dispositivo 16 de estimación del componente de actividad. La señal que proviene del módulo 7 de normalización llega a los submódulos 10 y 11 después de ser pasada por un substractor 17, un módulo 18 de validación, y, además, para el submódulo 11, por un dispositivo 19 de elección. El submódulo 10 comprende un dispositivo 20 de extracción del componente cardíaco, un dispositivo 21 de cálculo de frecuencia y un dispositivo 22 de examen. El submódulo 11 comprende un dispositivo 23 de extracción del componente de respiración, un dispositivo 24 de cálculo de frecuencia y un dispositivo 25 de salida.

Estos diferentes elementos serán descritos sucesivamente en detalle. El dispositivo 7 de normalización es de un género ordinario que permite calibrar las señales, por ejemplo según una ley lineal, para proporcionar en la salida señales normalizadas, que son proporcionales a la aceleración que sufren. El filtro 12 de paso bajo sirve para eliminar las frecuencias elevadas de la señal, que no expresan en la práctica más que unos ruidos. El dispositivo 13 de análisis de actividad no es indispensable y su contenido puede depender de los géneros de actividades que se busca diagnosticar, como la caída, el sueño, la marcha, el cambio de posición u otros. El diagnóstico puede ser efectuado con varios sensores 4 y 5. El dispositivo 14 de análisis de postura permite determinar si el portador 2 está de pie, sentado o tumbado comparando las aceleraciones medidas por los acelerómetros 4. Si la señal más grande es medida por el acelerómetro 4 en X o el acelerómetro 4 en Y, el portador está tumbado pero está sentado o de pie si la aceleración en Z es preponderante ya que la gravedad se dirige siguiendo este eje. El diagnóstico de postura se establece si las relaciones de las aceleraciones son superiores a ciertos coeficientes. Si el portador 2 está de pie, la comparación de las medidas para los magnetómetros 5 en X y en Y puede dar su dirección en los puntos cardinales. La caída puede ser determinada por una rotación rápida alrededor de un eje vertical o una aceleración rápida en rotación con respecto al campo de pesantez (medido con un acelerómetro). Otros criterios se deducirán fácilmente para otras posturas.

El dispositivo 15 de análisis del nivel de actividad está destinado a indicar si la actividad del portador 2 alcanza un nivel más allá del que los resultados obtenidos para las medidas fisiológicas se juzgan como imposibles de obtener correctamente. Puede consistir en un filtro de derivación aplicado a las señales de los sensores 4 y 5 y proporciona una salida binaria. Si una señal derivada es superior a un umbral, lo que refleja una variación demasiado brutal de movimiento, el dispositivo 15 proporciona una salida nula, si no la salida es igual a la unidad. Otra forma de proceder consistirá en aplicar un criterio móvil en las señales derivadas que provienen de los sensores, según la fórmula siguiente:

$$CRI = \text{Abs} [d(t)-d(t-k)]\text{Signo}[d(t).d(t-k)]$$

en la que CRI es el criterio, Abs el operador de valor absoluto, d la señal derivada que proviene de un sensor, t el tiempo, k una constante predefinida y Signo el operador signo; el dispositivo 15 tendrá una salida nula si el resultado del cálculo es inferior a un umbral negativo, lo que corresponde a una inversión rápida del sentido del movimiento, y si no a una salida igual a la unidad.

ES 2 287 643 T3

Cuando la señal del dispositivo 15 es nula, el módulo 18 de validación, que es un multiplicador, saca una señal nula e inhibe por lo tanto los cálculos de la actividad fisiológica; si no, cuando el dispositivo 15 emite una señal igual a 1, el módulo 18 de validación no tiene influencia en la señal que lo atraviesa y la deja pasar sin modificarla.

5 El dispositivo 16 de estimación tiene como objetivo aislar un componente de la señal de cada sensor 4 ó 5 que es representativo de la actividad del portador. Puede tratarse de un filtro como un filtro de paso bajo, o, de forma más interesante, de un filtro no estacionario que permite no filtrar la señal en presencia de un punto de regreso de la señal correspondiente a una inversión rápida de su evolución.

10 Puede ser utilizado un filtro F que utiliza una función sigmoidea. Este procedimiento se fundamenta en la noción de que la señal puede ser filtrada sin inconveniente cuando es estable, pero de que no debe serlo en situaciones de gran inestabilidad en las que la actividad del portador comprenda también unos movimientos de frecuencia más alta.

15 Una función sigmoidea tiende a 0 para unos valores de entrada próximos a 0 y tiende a 1 para unos valores de entrada muy grandes. Un ejemplo es $1/(1+e^{-x})$, pero unas funciones como arco seno, arco tangente, etc. son otras.

Según lo que precede, un filtro de la señal de entrada indicado s(t) puede ser un filtro de paso bajo ponderado por el criterio CRI encontrado más arriba:

20
$$F[S(t)] = \text{sigmoidea (CRI)} \cdot s(t) + (1 - \text{sigmoidea (CRI)}) \times F[S(t) \text{ paso bajo}]$$

en el que la sigmoidea es $1/(1+e^{-x})$.

25 También pueden ser aplicadas otras funciones de filtración además de F, igual que unos filtros que permiten extraer un componente a baja frecuencia de la señal que mantiene las discontinuidades. Otro ejemplo de filtración recomendado es el que se propone en el artículo "Non linear anisotropic filtering of MRI data" *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 11, nº 2, págs. 231-232 de G. Gerig.

30 El substractor 17 tiene un borne positivo que recibe la señal normalizada y un borne negativo que recibe la señal proporcionada por el dispositivo 16 de estimación. La diferencia corresponde a la señal representativa de la actividad fisiológica. Como se ha visto, el módulo 18 de validación es un multiplicador que deja igual esta señal en unas circunstancias juzgadas normales y de lo contrario la anula. El dispositivo 19 de elección permite elegir las señales que son las más representativas del movimiento de la respiración en función de la postura del portador 2 estimada por
35 el dispositivo 14 de análisis de postura. Si el portador 2 está tumbado, los movimientos debidos a la respiración serán estimados por los acelerómetros 4 sensibles en la dirección Y y Z, y por los magnetómetros 5 en las direcciones X y Z; si no, estando el portador 2 de pie o sentado, se considerarán los acelerómetros 4 en las direcciones X y Z y los magnetómetros 5 en las direcciones Y y Z. Se apartarán por este medio los acelerómetros influidos por la aceleración de la gravedad y que proporcionarían unas medidas demasiado ruidosas.

40 El extractor 20 de frecuencia cardiaca es un filtro de paso banda cuyos límites son, por ejemplo, 0,5 hertzios y 3 hertzios. El dispositivo 21 de cálculo de la frecuencia del corazón utiliza ventajosamente los acelerómetros 4 y particularmente el que está orientado en la dirección X. El periodo se calcula detectando los máximos consecutivos y estimando las duraciones que los separan. Estos máximos son producidos por la impulsión principal del corazón; tienen un ancho de unos 30 milisegundos y están separados de media por una duración de unos 0,8 segundos para una persona en reposo. La detección podrá ser mejorada aplicando unas filtraciones adaptadas a la forma de los máximos que hay que detectar, por ejemplo un filtro de ancho equivalente a 250 milisegundos que está en un valor igual a 1 en el centro en un ancho equivalente de 30 milisegundos, y 0 en la periferia. La frecuencia del corazón es igual a la inversa de la duración que separa los máximos. Un cálculo de media móvil podrá ser efectuado tomando en consideración la
50 media de algunas frecuencias medidas anteriormente.

El dispositivo 22 de salida es generalmente un emisor que dirige los resultados obtenidos hacia un dispositivo de visualización o de diagnóstico exterior al detector 1.

55 El dispositivo 23 de extracción del componente respiratorio consiste también en un filtro de paso banda entre las frecuencias por ejemplo 0,03 hertzios y 1 hertzio. El dispositivo 24 de cálculo de frecuencia respiratoria utiliza los resultados de uno o varios sensores 4 y 5 y calcula la frecuencia respiratoria estimando la duración entre tres pasos por cero consecutivos de una señal respiratoria; la frecuencia es la inversa de esta duración. Aún así, se podrá efectuar un cálculo de media móvil para mejorar los resultados, o una media de cálculo en varios sensores 4 y 5. Por último,
60 el dispositivo 25 de salida es todavía un emisor de los resultados obtenidos hacia un medio exterior de visualización o diagnóstico, o todavía un medio de sincronización de otro aparato en el ciclo respiratorio.

No es necesario colocar seis sensores de movimiento en el detector 1 para utilizar la invención pero es manifiesto que la medida de los movimientos en todas las direcciones mediante dos series de sensores que tienen unas referencias diferentes da unos resultados más universales.
65

Estos magnetómetros podrán ser unas sondas diferenciales (fluxgates) o unas magnetorresistencias gigantes.

ES 2 287 643 T3

En otro modo de realización, el detector comprende una pluralidad de sensores repartidos por ejemplo por diferentes partes del cuerpo, estando cada sensor unido a la unidad 6 de tratamiento de señales por ejemplo, por conexión eléctrica, mediante radiofrecuencia. La ventaja de este modo de realización es paliar la incapacidad de un sensor de dar una información fisiológica, por ejemplo en el caso de que el paciente esté apoyado en un sensor, que ya no puede entonces medir la respiración. Se utilizan los otros sensores situados en otra parte. El número de sensores utilizados, su grado de redundancia y sus emplazamientos no son críticos.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Detector portátil (1) que comprende al menos un sensor (4, 5) que recoge una señal de movimiento de una persona (2) portadora del detector, que comprende unos medios (6) de tratamiento de la señal que permiten distinguir un componente de la señal debido a una actividad exterior de la persona y al menos un componente de la señal debido a una actividad fisiológica de la persona, **caracterizado** porque comprende un módulo (15) de decisión de invalidación de estimación del componente debido a la actividad fisiológica según un criterio que depende del componente de actividad exterior.

10 2. Detector según la reivindicación 1, **caracterizado** porque comprende un filtro, que recibe la señal de movimiento, para estimar el componente debido a la actividad exterior, y un módulo substractor (17), que recibe la señal del movimiento en un borne positivo y la señal que proviene del filtro (16) en un borne negativo para estimar el componente debido a la actividad fisiológica.

15 3. Detector según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, **caracterizado** porque comprende tres sensores (4 ó 5) que recogen tres señales de movimientos perpendiculares, a saber un movimiento de avance, un movimiento de lado y un movimiento de elevación de la persona.

20 4. Detector según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque comprende una pluralidad de sensores que recogen unas respectivas señales de movimiento, a saber unos magnetómetros, un módulo (14) de estimación de postura de la persona, y un medio de selección de sensores para elegir ciertas señales de movimiento, que se aplicarán a los medios de tratamiento, y apartar otras de las señales de movimiento, en función de la postura de la persona.

25 5. Detector según la reivindicación 2, **caracterizado** porque el filtro es no estacionario.

30 6. Sensor de caída **caracterizado** porque comprende un detector según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5.

35

40

45

50

55

60

65

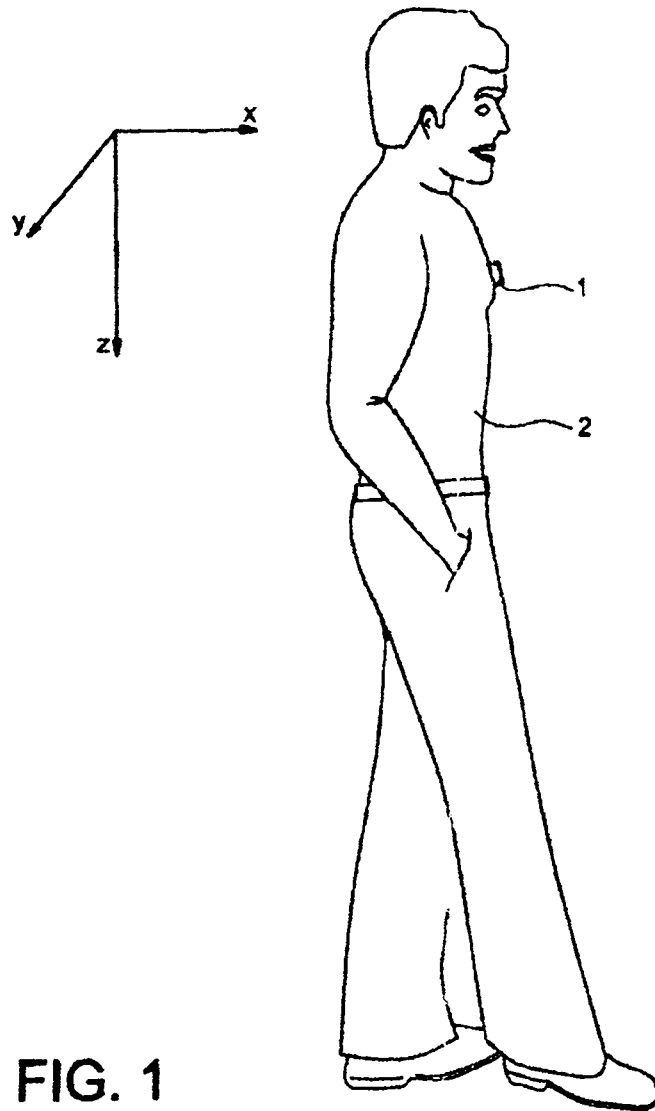


FIG. 1

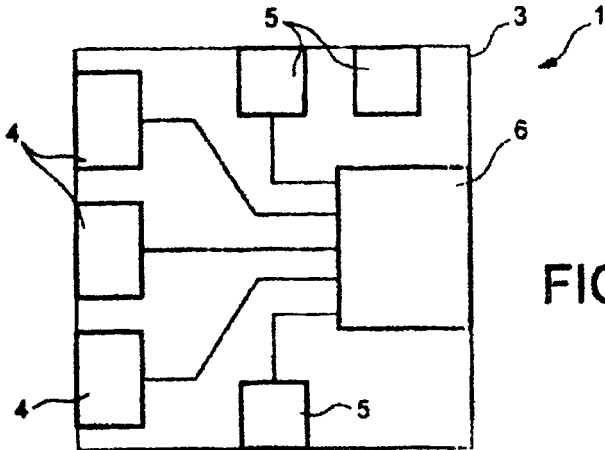


FIG. 2

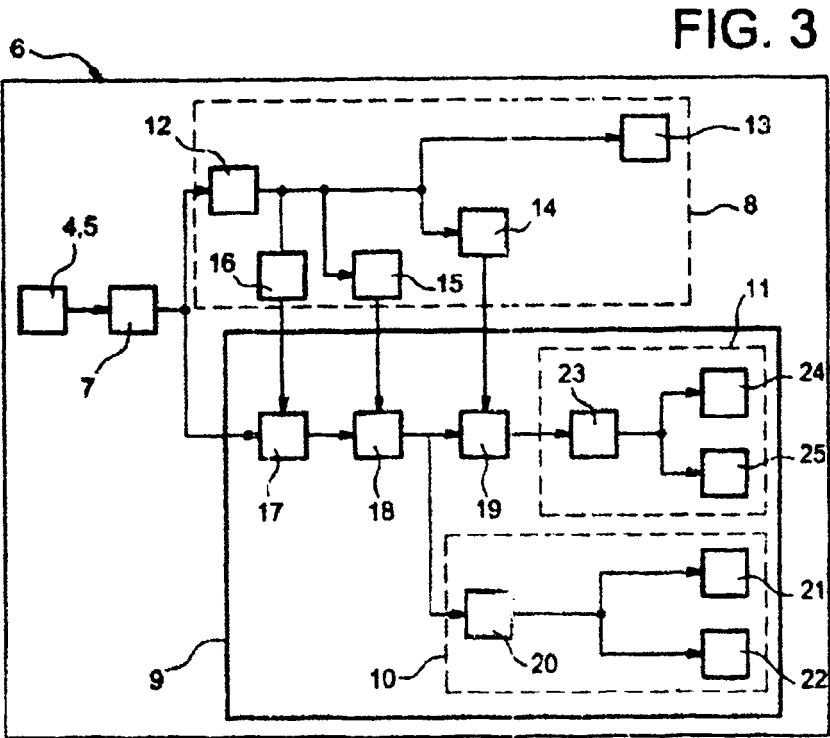


FIG. 3