

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 647 365**

51 Int. Cl.:

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/0225 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.12.2015 PCT/EP2015/078899**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.06.2016 WO16091839**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.12.2015 E 15807651 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.09.2017 EP 3071098**

54 Título: **Procedimiento y aparato para la determinación al menos de un parámetro fisiológico mediante señal de medición de pulsos corregida**

30 Prioridad:
10.12.2014 DE 102014225483

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.12.2017

73 Titular/es:
**KÜCHLER, GERT (100.0%)
Am Sonnenstuhl 63
97236 Randersacker, DE**

72 Inventor/es:
**MÖRSDORF, HANS-JOACHIM y
KÜCHLER, GERT**

74 Agente/Representante:
VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 647 365 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

Procedimiento y aparato para la determinación al menos de un parámetro fisiológico mediante señal de medición de pulsos corregida

5 La invención se refiere a un procedimiento y un aparato para la determinación al menos de un parámetro fisiológico de un paciente.

10 El registro de parámetros fisiológicos es habitual hoy en día en la ingeniería médica y está muy extendido. Un ejemplo para un registro de este tipo de un parámetro fisiológico es la medición continua de la presión sanguínea arterial. Un aparato de este tipo y procedimiento de registro correspondiente, que se realiza sin el manguito de pulsera bombeable conocido con el sensor de presión que funciona según el principio de Riva-Rocci se describen en el documento DE 10 2005 014 048 B4. El procedimiento de registro se basa en la evaluación del tiempo de tránsito de onda de presión de pulso (*Pulse Transit Time* = PTT). En este caso el tiempo de tránsito de la onda de presión de pulso se determina para cada latido cardiaco desde el corazón hasta la periferia, por ejemplo hasta uno de los dedos. Como momento inicial de la medición de tiempo de tránsito sirve el pico R del electrocardiograma y como momento final del momento en el que la señal de medición de pulsos registrada en la periferia, es decir por ejemplo en el dedo, en particular por fotopleletismografía o pulsoximetría presenta su máxima elevación. A partir del tiempo de tránsito averiguado de esta manera, al considerar otros parámetros como, por ejemplo el tamaño corporal, se averigua la velocidad de la onda del pulso (= PWG) y de ella la presión sanguínea que interesa en última instancia. Este aparato de medición de presión sanguínea se ha acreditado en la práctica. Funciona muy bien en la mayoría de casos de aplicación. No obstante a veces aparecen fallos de medición de modo existe una necesidad de mejora.

25 Además en el documento DE 10 2007 024 072 A1 se describe un procedimiento para la representación y evaluación de señales de electrocardiograma y señales dependientes de la respiración. Se registran parámetros fisiológicos como la presión sanguínea y la saturación de oxígeno, está última mediante un pulsioxímetro. Para eliminar artefactos molestos, como por ejemplo un posible zumbido en la red de 50 se utiliza un filtro de 50 Hz. Además se utiliza un filtro de paso bajo que oculta la componente de frecuencia irrelevante de la señal de medición de pulsos registrada.

30 En el documento DE 689 25 988 T2 se describe un procedimiento para la compensación de distorsiones en un pulsioxímetro. Las distorsiones pueden estar provocadas mediante artefactos a consecuencia de variaciones locales del volumen sanguíneo, mediante saturación transitoria o mediante artefactos de volumen sanguíneo. La compensación se realiza al menos parcialmente mediante un filtrado de frecuencia.

35 En el documento DE 601 30 395 T2 se describe un dispositivo para vigilar el avance del estado de la enfermedad de un paciente con insuficiencia cardiaca. El dispositivo comprende medios para registrar una señal fisiológica que sea un indicador para una amplitud de un pulso arterial del paciente. Entre otras cosas en este caso se registra también una señal de medición de pulsos por pulsoximetría y se somete a un filtrado de banda ancha y de banda estrecha.

40 En el documento DE 60 2004 000 513 T2 se describe un sistema para el análisis con espectroscopia de componentes de la sangre. El sistema de análisis comprende un procesador de señales que extrae una señal fotopleletismográfica de acuerdo con una longitud de onda especial a partir de una señal eléctrica. El sistema comprende una unidad de amplificador y de filtro que elimina a partir de una señal eléctrica amplificada un componente de ruido.

50 En el documento DE 10 2006 022 120 A1 se describe un procedimiento de procesamiento de señales que se aplica en procedimientos de medición basados en pletismogramas con el propósito de una baja propensión a fallos en el caso de interferencias de la luz ambiente e interferencias electromagnéticas. El procedimiento de procesamiento de señales comprende también diferentes filtros de frecuencia que sin embargo están en estrecha comunicación con la modulación o demodulación de espectro ensanchado especial empleada.

55 En el documento DE 198 29 544 C1 se mide un dispositivo para la medición de presión sanguínea no invasiva. Por medio de la técnica de ultrasonido o de láser Doppler se mide por ejemplo un parámetro vinculado con el flujo sanguíneo o la velocidad de flujo sanguíneo. El procesamiento de señales conectado aguas abajo del registro de valores de medición comprende también un filtrado para la eliminación de artefactos y demás interferencias.

60 En el documento EP 2 491 856 A1 se describen un procedimiento y un aparato para la detección de pulsos, eliminándose una componente de ruido que va atribuirse a un movimiento corporal en la señal de medición de pulsos registrada mediante filtrado adaptativo. Para ello está previsto, entre otras cosas también un sensor separado que registra el movimiento corporal.

65 En el documento US 2014/0 288 445 A1 se describen un procedimiento y un aparato para el registro de la presión sanguínea. Se registra una onda reflejada y se emplea para la validación de la señal de pulso registrada.

En el documento DE 698 35 843 T2 se describen otro procedimiento y otro aparato para el examen de ondas de pulsos.

5 En el documento US 2004/171944 se describen un procedimiento y un aparato para la determinación de una velocidad de propagación de onda de pulsos de un paciente en el que se registra una señal de medición de pulsos de una onda de presión de pulsos que se propaga partiendo del corazón dentro de los vasos sanguíneos, en el brazo del paciente, a partir de la señal de medición de pulsos registrada mediante procesamiento de señales se genera una señal de medición de pulsos corregida, sometiéndose la señal de medición de pulsos registrada a un filtrado para compensar la influencia de una componente reflejada de la onda de presión de pulsos y la velocidad de propagación de ondas de pulsos se averigua mediante la señal de medición de pulsos corregida.

15 En el documento US 2003/0036685 A1 se describe un sistema de vigilancia para el registro de señales fisiológicas. Mediante un sensor fotopleletismográfico se registra una señal de onda de pulsos en una extremidad corporal. A partir de los valores de medición, después de un procesamiento de datos en el que pueden utilizarse diferentes algoritmos como por ejemplo un filtrado de paso banda, se derivan parámetros fisiológicos como p.ej. el valor promedio de la presión sanguínea, la frecuencia cardiaca, la temperatura corporal, el ritmo respiratorio y la presión sanguínea. Además la onda de pulsos reflejada que se propaga en la aorta puede averiguarse mediante técnicas de filtrado adaptativo convencional.

20 Un objetivo de la invención consiste ahora en indicar un procedimiento del tipo mencionado al principio con una calidad de registro mejorada con respecto al estado de la técnica.

Para resolver este objetivo se muestra un procedimiento de acuerdo con las características de la reivindicación 1. En el caso del procedimiento de acuerdo con la invención se trata de un procedimiento en el que una señal de medición de pulsos de una onda de presión de pulso, que se propaga partiendo del corazón dentro de los vasos sanguíneos, se registra en un lugar de medición de pulsos, a partir de la señal de medición de pulsos registrada se genera mediante procesamiento de señales una señal de medición de pulsos corregida y el al menos un parámetro fisiológico se averigua mediante la señal de medición de pulsos corregida. Para generar la señal de medición de pulsos corregida la señal de medición de pulsos registrada se somete a un filtrado adaptativo con una característica de filtro que se adapta dinámicamente para compensar la influencia de una componente reflejada de la onda de presión de pulso. La señal de medición de pulsos registrada se descompone en un segmento de medición que va a asociarse en cada caso a un latido de corazón, a partir de cada segmento de medición se averigua mediante filtrado adaptativo un segmento corregido y los segmentos corregidos generados de esta manera se juntan para formar una señal de medición de pulsos corregida.

35 En el caso de la señal de medición de pulsos de la onda de presión de pulso puede tratarse en particular de un pletismograma.

40 Se detectó que mediante un filtrado adaptativo con una característica de filtro que se adapta dinámicamente pueden impedirse errores de medición. Tales errores pueden aparecer por lo demás en particular debido a la influencia de la onda de presión de pulso reflejada (o de retorno). Esta influencia negativa de la onda de presión de pulso reflejada puede compensarse de manera especialmente eficiente cuando no se aplica ningún filtrado fijo sino un filtrado adaptativo con adaptación dinámica de la característica de filtro. En este caso puede realizarse la adaptación dinámica de la característica de filtro del filtrado adaptativo en particular a circunstancias fisiológicas del paciente y/o preferiblemente al estado de los vasos actual influido en particular también mediante por ejemplo activación breve del sistema nervioso autónomo.

50 Al descomponerse y procesarse adicionalmente de esta manera la señal de medición de pulsos registrada en cada caso en un segmento de medición que va a asociarse a un latido cardiaco es posible una corrección muy exacta de la señal de medición de pulsos registrada. La corrección está adaptada entonces en particular a las circunstancias que imperan en el segmento de medición respectivo. Se detectó que estas circunstancias pueden variar perfectamente de segmento de medición a segmento de medición de manera que es ventajosa una corrección de señal que se realiza por segmentos de medición.

55 Configuraciones ventajosas del procedimiento de acuerdo con la invención resultan de las características de las reivindicaciones dependientes de la reivindicación 1.

60 Según una configuración favorable el segmento de medición relevante de la señal de medición de pulsos registrada (PM) se convierte mediante transformación al dominio de frecuencia en una señal de frecuencia inicial. Además se recurre a la señal de frecuencia inicial para la adaptación de la característica de filtro y después se somete al filtrado adaptativo con la característica de filtro adaptada, formándose una señal de frecuencia corregida que mediante transformación inversa al dominio de tiempo se convierte en el segmento corregido. En el dominio de frecuencia pueden extraerse y ocultarse de manera muy eficiente componentes de señal de interferencia provocadas mediante la onda de presión de pulso reflejada, adaptándose el filtrado de frecuencia ventajosamente a las circunstancias que imperan en cada caso y en particular detectadas mediante la señal de medición de pulsos registrada o señal de frecuencia inicial obtenida de las mismas.

Según otra configuración favorable el filtrado adaptativo se efectúa como filtrado de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable. Este tipo de filtrado se ha acreditado como muy eficiente.

5 Según otra configuración favorable el filtrado adaptativo se efectúa como filtrado de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable y desde la señal de frecuencia inicial se determinan los máximos de amplitud. Además mediante el cociente del segundo máximo de amplitud con respecto al tercer máximo de amplitud, es decir en particular mediante el cociente $\frac{2^{\text{er}} \text{ máximo}}{3^{\text{er}} \text{ máximo}}$ se averigua el valor actual de la frecuencia límite de paso bajo para adaptar la característica de filtro. Se detectó que puede recurrirse al segundo y tercer máximo de amplitud de la señal de frecuencia inicial de manera muy adecuada como medida para las circunstancias que imperan actualmente en particular con respecto a la influencia de la onda de presión de pulso reflejada. Por lo tanto estos dos máximos pueden emplearse también de manera muy adecuada y con ventaja para la adaptación de la característica de filtro, en particular de la frecuencia límite de paso bajo actual.

15 Según otra configuración favorable como valor actual de la frecuencia límite de paso bajo se emplea un valor de frecuencia del segundo máximo de amplitud, cuando el cociente del segundo máximo de amplitud con respecto al tercer máximo de amplitud es como máximo igual a un valor límite de cociente, cuando por lo tanto se aplica en particular $\frac{2^{\text{er}} \text{ máximo}}{3^{\text{er}} \text{ máximo}} \leq \text{valor límite de cociente}$, y en caso contrario, cuando se aplica por tanto en particular $\frac{2^{\text{er}} \text{ máximo}}{3^{\text{er}} \text{ máximo}} > \text{valor límite de cociente}$, 3^{er} máximo como valor actual de la frecuencia límite de paso bajo se emplea un valor de frecuencia del tercer máximo de amplitud, estando situado el valor límite de cociente en el intervalo entre 2,0 y 3,5, en particular entre 2,5 y 3,0, preferiblemente en aproximadamente 2,8. Se detectó que las circunstancias que imperan actualmente se reproducen y se consideran de manera muy adecuada, cuando la selección de la frecuencia límite de paso bajo se hace dependiente de la situación del segundo y tercer máximo de amplitud con respecto al valor límite de cociente mencionado. Según el resultado de esta comprobación de cociente como frecuencia límite de paso bajo la frecuencia del segundo o del tercer máximo de amplitud es decir la frecuencia, en la que está situado el segundo o el tercer máximo de amplitud.

25 Según otra configuración favorable el procedimiento se utiliza durante una calibración. Los errores de medición que aparecen durante la calibración son especialmente graves, dado que también influyen negativamente en los resultados de medición registrados más tarde durante el funcionamiento de medición normal. Por lo tanto es favorable alcanzar durante la calibración una exactitud de medición especialmente alta y descartar en particular las influencias de interferencia de la onda de presión de pulso reflejada o al menos reducirlo en la mayor medida.

30 Según otra configuración favorable la componente reflejada de la onda de presión de pulso se averigua como una señal diferencial de acuerdo con una diferencia de la señal de medición de pulsos registrada y de la señal de medición de pulsos corregida y en particular se evalúa de manera separada, preferiblemente para obtener en particular informaciones adicionales sobre la velocidad de la onda de presión de pulso (= velocidad de la onda del pulso (PWG)), sobre el tiempo de tránsito de la onda de presión de pulso (*Pulse Transit Time* = PTT) entre el corazón y el lugar de medición de pulsos o sobre las propiedades estáticas y en particular dinámicas del sistema cardiovascular del paciente, como por ejemplo el estado y/o el comportamiento del sistema cardiovascular. En el caso de estas propiedades estáticas o dinámicas del sistema cardiovascular puede tratarse por ejemplo de la elasticidad o adaptabilidad (en inglés *compliance*) de los vasos del paciente o del periodo de preeyección (en inglés *pre-ejection period* (PEP)). Estas informaciones adicionales pueden emplearse entonces ventajosamente para mejorar en particular el análisis de onda de pulso, por ejemplo mediante compensación del periodo de preeyección (PEP). En conjunto pueden mejorarse adicionalmente mediante estas informaciones adicionales la exactitud y calidad de los resultados de medición. La señal diferencial puede averiguarse en este caso o mediante formación real de la diferencia de la señal de medición de pulsos registrada y de la señal de medición de pulsos corregida en el dominio de tiempo o también por ejemplo también mediante transformación inversa de las componentes de frecuencia filtradas, es decir desechadas o borradas en el filtrado adaptativo para averiguar la señal de medición de pulsos corregida realmente en el dominio de frecuencia al dominio de tiempo. En particular la señal diferencial (como medida para la componente de la onda de presión de pulso reflejada o que retorna al corazón) y la señal de medición de pulsos corregida (como medida para la componente de la onda de presión de pulso que sale desde el corazón) pueden emplearse para averiguar la velocidad de la onda del pulso (PWG) y/o el tiempo de tránsito de onda de presión de pulso (PTT) solo basándose en la señal de medición de pulsos, es decir en particular sin ayuda de una señal de medición de electrocardiograma. Para ello se averigua por ejemplo un desfase de tiempo entre la componente de la onda de presión de pulso que sale desde el corazón y la componente de la onda de presión de pulso que retorna hacia el corazón, es decir entre la señal de medición de pulsos corregida y la señal diferencial. Esto puede realizarse por ejemplo mediante determinación de una diferencia de tiempo entre momentos marcados y en particular momentos correspondientes entre sí dentro de la señal de medición de pulsos corregida y de la señal diferencial. Momento marcado se considera en particular un momento en el que la señal respectiva tiene una pendiente máxima, preferiblemente una pendiente absoluta máxima, es decir o una subida máxima o caída máxima. En particular, considerando adicionalmente los tramos de tránsito conocidos, en particular desde el corazón al lugar de medición de pulso, desde el corazón al lugar de reflexión, así como entre el lugar de medición de pulsos y el lugar de reflexión, pueden averiguarse entonces la velocidad de la onda del pulso (PWG) y/o el tiempo de tránsito de onda de presión de pulso (PTT). La componente reflejada de la onda de presión de pulso ha experimentado en particular

al menos una reflexión en una extremidad, por ejemplo en una de las yemas de los dedos. En particular después de una nueva reflexión cercana al corazón, por ejemplo en uno de los vasos arteriales grandes superiores y/o en la válvula cardiaca, puede producirse una superposición con una componente de la onda de presión de pulso provocado desde el corazón precisamente en este momento y una componente que sale desde el corazón. Si el lugar de medición de pulsos está situado en particular en una de las yemas de los dedos, la componente de la onda de presión de pulso reflejada determinante registrada en ese lugar ha recorrido el trayecto de tránsito entre la zona del corazón y la extremidad, en este caso la yema de los dedos, es decir en particular tres veces. Este trayecto de tránsito entre la zona del corazón y por ejemplo las yemas de los dedos puede determinarse muy bien y al menos con gran aproximación. La averiguación ventajosa que se ha expuesto anteriormente de la velocidad de la onda del pulso (PWG) y/o del tiempo de tránsito de onda de presión de pulso (PTT) y/o – basándose en esto – de la presión sanguínea sistólica y diastólica solo basándose en la señal de medición de pulsos, en particular empleando la señal de medición de pulsos corregida averiguada a partir de esto y de la señal diferencial igualmente averiguada a partir de esto, pero preferiblemente sin emplear una señal de medición de electrocardiograma, representa también tomado por sí solo un objetivo propio de la invención. Esto se aplica tanto para el procedimiento de averiguación en sí mismo como para un aparato en el que esté implementado este procedimiento. En el caso de un procedimiento de este tipo según esta invención independiente se trata de un procedimiento para la determinación de una velocidad de la onda del pulso (PWG) y/o de un tiempo de tránsito de onda de presión de pulso (PTT) y/o de una presión sanguínea sistólica o diastólica en el que una señal de medición de pulsos de una onda de presión de pulso, que se propaga partiendo del corazón dentro de los vasos sanguíneos, se registra en un lugar de medición de pulsos, a partir de la señal de medición de pulsos registrada mediante procesamiento de señales se genera una señal de medición de pulsos corregida, se averigua una señal diferencial que simboliza una componente reflejada de la onda de presión de pulso y en particular determinada como diferencia entre la señal de medición de pulsos y la señal de medición de pulsos corregida, y se averigua el tiempo de tránsito de onda de presión de pulso entre el corazón y el lugar de medición de pulsos a partir de la señal de medición de pulsos corregida y la señal diferencial, y basándose en el tiempo de tránsito de onda de presión de pulso en particular además se averigua también la velocidad de la onda del pulso o de la presión sanguínea sistólica o diastólica, considerándose en particular el trayecto de tránsito de la onda de presión de pulso entre el corazón y el lugar de medición de pulsos.

Según otra configuración favorable mediante la señal de medición de pulsos corregida se determina al menos uno de los parámetros fisiológicos del grupo de una presión sanguínea que impera en el lugar de medición de pulsos en particular alejado del corazón, una presión sanguínea central, un pletismograma cercano al corazón así como propiedades estáticas y en particular dinámicas del sistema cardiovascular del paciente, como preferiblemente la elasticidad o adaptabilidad (en inglés *compliance*) de los vasos del paciente y del periodo de preeyección (en inglés *pre-ejection period* (PEP)). Con ello puede registrarse por tanto por ejemplo la presión sanguínea en particular tanto en un lugar de medición de pulsos alejado del corazón, por ejemplo situado en una extremidad, como cerca del corazón, y esto ventajosamente incluso de manera continua. Con ello es posible una reproducción dinámica de las circunstancias. Un registro de este tipo en particular continuo de la presión sanguíneas cercana al corazón no es posible en cualquier caso sin más hasta ahora con otros procedimientos. También puede determinarse un pletismograma preferiblemente continuo cercano al corazón. En conjunto mediante el procedimiento pueden averiguarse por tanto ventajosamente muchos parámetros fisiológicos de los cuales algunos de otro modo no serían accesibles para un registro, o solamente con un esfuerzo notablemente más alto.

Otro objetivo de la invención consiste en indicar un aparato del tipo mencionado al principio con una calidad de registro mejorada con respecto al estado de la técnica.

Para resolver el objetivo que se refiere al aparato se indica un aparato de acuerdo con las características de la reivindicación 9. El aparato de acuerdo con la invención tiene un sensor de pulsos para registrar una señal de medición de pulsos de una onda de presión de pulso, que se propaga partiendo del corazón dentro de los vasos sanguíneos hasta un lugar de medición de pulsos, en el que está dispuesto el sensor de pulsos, así como una unidad de evaluación para averiguar una señal de medición de pulsos corregida mediante procesamiento de señales a partir de la señal de medición de pulsos registrada y para averiguar el al menos un parámetro fisiológico mediante la señal de medición de pulsos corregida, estando diseñada la unidad de evaluación con el fin de someter para la generación de la señal de medición de pulsos corregida a la señal de medición de pulsos registrada a un filtrado adaptativo con una característica de filtro que se adapta de manera dinámica para compensar la influencia de una componente reflejada de la onda de presión de pulso. La unidad de evaluación está diseñada además para descomponer la señal de medición de pulsos registrada en segmentos de medición que van a asociarse en cada caso a un latido cardiaco, averiguar a partir de cada segmento de medición mediante filtrado adaptativo un segmento corregido y juntar los segmentos corregidos generados de esta manera para formar la señal de medición de pulsos corregida.

El aparato de acuerdo con la invención tiene esencialmente las mismas configuraciones preferidas que el procedimiento de acuerdo con la invención. Además el aparato de acuerdo con la invención y sus configuraciones preferidas ofrecen esencialmente las mismas ventajas que ya se han descrito en relación con el procedimiento de acuerdo con la invención y sus variantes. La unidad de evaluación puede ser en este caso en particular tanto parte de una única unidad constructiva o sin embargo en particular también estar dividida en dos o más unidades de construcción.

Otras características, ventajas y detalles de la invención resultan de la siguiente descripción de ejemplos de realización mediante el dibujo. Muestra:

- 5 la figura 1 un ejemplo de realización representado como diagrama de bloque de un aparato de medición de presión sanguínea para la determinación no invasiva de la presión sanguíneas de un paciente empleando una señal de medición de pulsos corregida,
- la figura 2 evoluciones de señal registradas o derivadas en el marco del aparato de medición de presión sanguínea según la figura 1,
- 10 la figura 3 evoluciones de señal de la señal de medición de pulsos en diferentes superposiciones de la onda de presión de pulso original y la reflejada,
- la figura 4 un espectro de frecuencia de una señal de medición de pulsos registrada y
- 15 la figura 5 evoluciones de señal de la señal de medición de pulsos registrada, de la señal de medición de pulsos corregida y de la señal diferencial.

20 Las partes que se corresponden entre sí están provistas en las figuras 1 a 5 con los mismos números de referencia. También los detalles de los ejemplos de realización explicados con más detalle a continuación pueden representar por sí mismos una invención o ser parte de un objeto de la invención.

25 En la figura 1 se muestra como ejemplo para un aparato para el registro de un parámetro fisiológico un aparato de medición de presión sanguínea 1 para la determinación continua no invasiva de la presión sanguínea P (sistólica o diastólica) de un paciente 2, representado la presión sanguínea P el parámetro fisiológico que va a registrarse. La estructura y el modo de funcionamiento fundamental de un aparato de este tipo basado en una evaluación del tiempo de tránsito de onda de pulso (*Pulse Transit Time* = PTT) se describen en el documento DE 10 2005 014 048 B4.

30 El aparato de medición de presión sanguínea 1 contiene un sensor de electrocardiograma 3 con al menos dos electrodos de recepción, un sensor de pulsos 4 en particular en forma de un pulsioxímetro o de un sensor fotopleletismográfico así como un sensor de posición corporal 5 opcional en particular en forma de un sensor de aceleración SD, que están conectados a una unidad de evaluación 6. La unidad de evaluación 6 comprende varios componentes. Además de una primera unidad de cálculo 7 así como una segunda unidad de cálculo 7a opcional (y por lo tanto dibujada solamente con rayas en la figura 1) para cada uno de los sensores conectados existen unidades secundarias específicas, es decir una subunidad de electrocardiograma 8, una subunidad fotopleletismográfica 9 así como una subunidad de posición corporal 10. Estos componentes de la unidad de evaluación 6 no tienen que estar configurados necesariamente separados físicamente. Pueden estar realizados también como programas secundarios de un software que se ejecuta en un procesador de señales o microprocesador en la unidad de evaluación 6. Igualmente es posible que estos componentes estén alojados en una única unidad constructiva o también estar distribuidos en dos o más unidades constructivas. En particular la primera unidad de cálculo 7 y la segunda unidad de cálculo 7a opcional pueden encontrarse en aparatos separados entre sí físicamente. Además la unidad de evaluación 6 comprende medios de entrada 11, mediante los cuales pueden introducirse parámetros, como por ejemplo el tamaño corporal H del paciente 2.

45 A la unidad de evaluación 6 (dado el caso también de varias piezas) puede conectarse al menos temporalmente una unidad de calibración 12 con un sensor de presión sanguínea 13 convencional. El sensor de presión sanguínea 13 está configurado en el ejemplo de realización como sensor de presión sanguínea de Riva-Rocci con un manguito de pulsera 14 bombeable. Un valor de presión sanguínea de calibración P_{cal} averiguado durante una medición de calibración mediante el sensor de presión sanguínea 13 y el manguito de pulsera 14 se transmite a la unidad de evaluación 6.

50 En el ejemplo de realización según la figura 1 el sensor de electrocardiograma 3 está dispuesto cerca del corazón en el tórax del paciente 2. El sensor de pulsos 4 está instalado en un lugar de medición de pulsos 15, en el ejemplo de realización en un dedo del paciente 2, es decir en particular lejos del corazón. Otro lugar de medición de pulsos 15 como por ejemplo en una oreja, un dedo del pie o un miembro es también posible. Además el sensor de pulsos 4 puede estar configurado en lugar de como sensor fotopleletismográfico o como pulsioxímetro también como sensor de presión o como sensor de ultrasonido.

60 El modo de funcionamiento del aparato de medición de presión sanguínea 1 durante el funcionamiento normal se deduce de los diagramas reproducidos en la figura 2, en los cuales las evoluciones de señal en cada caso están trazadas través del tiempo. La subunidad de electrocardiograma 8 genera a partir de las señales registradas por el sensor de electrocardiograma 3 una señal de medición eléctrica EM (véase diagrama superior de la figura 2) de una corriente cardíaca que se alimenta para el procesamiento adicional a la unidad de cálculo 7. El sensor de pulsos 4 registra una onda de presión de pulso que pasa por el lugar de medición de pulsos 15 que se propaga partiendo desde el corazón del paciente 2 dentro de los vasos sanguíneos. Por consiguiente la subunidad 9

fotopletiomográfica basándose en las señales registradas con el sensor de pulsos 4 facilita a la unidad de cálculo 7 una señal de medición de pulsos PM (véase diagrama central de la figura 2). La subunidad de posición corporal 10 suministra en conexión con el sensor de posición corporal 5 una señal de posición corporal KM (no representada en la figura 2) a la unidad de cálculo 7. En la unidad de cálculo 7 se realiza el procesamiento en particular digital. Por consiguiente la señal de medición eléctrica EM, la señal de medición de pulso PM y la señal de posición corporal KM se digitalizan en particular antes de su procesamiento adicional.

En la unidad de evaluación 6, en particular en la primera unidad de cálculo 7 y la segunda unidad de cálculo opcional 7a, a partir de la señal de medición eléctrica EM y la señal de medición de pulsos PM se averigua un tiempo de tránsito T de la onda de presión de pulso entre el corazón del paciente 2 y el lugar de medición de pulsos 15. Como tiempo de tránsito T se emplea la diferencia de tiempo entre el momento del así llamado pico R en la señal de medición eléctrica EM y el momento de la máxima pendiente en la señal de medición de pulsos PM. Para una averiguación más sencilla del momento mencionado en último lugar se forma la desviación temporal de la señal de medición de pulsos PM (véase diagrama inferior de la figura 2). El tiempo de tránsito T buscado puede determinarse entonces mediante una comparación temporal de los valores máximos en la señal de medición EM y en la desviación temporal de la señal de medición de pulsos PM. En la figura 2 para dos ciclos de latido cardiaco consecutivos están marcados los tiempos de tránsito T respectivos determinados de esta manera. Las realizaciones anteriores se aplican en particular para la averiguación de la presión sanguínea sistólica. En la averiguación de la presión sanguínea diastólica que se realiza fundamentalmente de manera análoga como tiempo de tránsito T se emplea en particular la diferencia de tiempo entre el momento del mínimo en la señal de medición de pulsos PM y el momento de un pico que se corresponde con la diástole en la señal de medición eléctrica EM.

Del tiempo de tránsito T averiguado se calcula en la unidad de cálculo 7 una presión sanguínea momentánea P mediante el contexto de funcionamiento explicado en el documento DE 10 2005 014 048 B4 considerando otros parámetros.

Para averiguar exactamente el valor momentáneo de la presión sanguíneas P es de importancia decisiva por lo tanto registrar de la manera más exacta posible el momento de la máxima pendiente en la señal de medición de pulsos PM. Se ha mostrado que este momento no puede averiguarse inequívocamente en todas las constelaciones sin problemas. Esto se aplica en particular entonces cuando la onda de presión de pulso originaria, es decir la onda de presión de pulso emitida desde el corazón se superpone con una onda de presión de pulso reflejada o de retorno. Una onda de presión de pulso de retorno de este tipo puede formarse debido a reflexiones en zonas de transición de estructuras de vasos y/o mediante efectos hidrodinámicos. La forma de la onda de presión de pulso reflejada puede diferenciarse de la onda de presión de pulso original dependiendo de las propiedades vasculares del paciente 2.

Pueden diferenciarse las constelaciones reproducidas mediante las evoluciones de señal según la figura 3. En la evolución de señal superior de la figura 3 entre la onda de presión de pulso 16 original (representado en trazo de línea a rayas) y la onda de presión de pulso reflejada 17 (representado en trazo de línea a rayas) se sitúa una distancia temporal, de modo que ambas partes de onda de presión de pulso pueden diferenciarse ligeramente una de otra y también separarse. En el caso de una constelación representada en el diagrama central la onda de presión de pulso originaria 16 y la onda de presión de pulso 17 reflejada (en cada caso representada de nuevo en trazo de línea a rayas) se superponen en cierta medida, de modo que para una onda de presión de pulso 18 compuesta de dos partes resulta una señal de medición de pulsos PM representada en trazo de línea continua. En el caso de la constelación reproducida en el diagrama inferior de la figura 3 existe un solapamiento extenso de la onda de presión de pulso originaria 16 y la onda de presión de pulso reflejada 17. La onda de presión de pulso 18 que puede registrarse contiene como un componente la onda de presión de pulso originaria 16 y como un componente adicional la onda de presión de pulso reflejada 17, no destacando más estos dos componentes al menos a primera vista de la señal de medición de pulsos PM que puede registrarse de la onda de presión de pulso 18 (combinada). Mientras que en las primeras dos constelaciones en el flanco de subida de la señal de medición de pulsos PM resultante puede averiguarse todavía muy bien el momento de la máxima pendiente esto ya no es posible con la claridad deseada en la tercera constelación reproducida en el diagrama inferior según la figura 3, de modo que es pueden producirse en este caso errores de medición. Especialmente graves son las repercusiones en la exactitud de medición, cuando una constelación, como en el tercer diagrama según la figura 3 aparece durante la calibración del aparato de medición de presión sanguínea 1.

Para descartar estas repercusiones negativas en la exactitud de medición, el aparato de medición de presión sanguínea 1 comprende una compensación de la influencia de interferencias de la onda de presión de pulso reflejada 17. En particular la unidad de evaluación 6 está diseñada para efectuar esta compensación. En la unidad de evaluación 6 está implementado un algoritmo de corrección que elimina la ambigüedad del momento de la subida más pronunciada en el primer flanco ascendente de la señal de medición de pulsos PM. Este algoritmo de corrección se basa en el conocimiento de que mediante la superposición de la onda de presión de pulso 16 originaria con der onda de presión de pulso reflejada 17 se generan componentes de frecuencia más altas. Por consiguiente el algoritmo de corrección comprende un filtrado de frecuencia adaptativo que dependiendo de la constelación actual - y en particular registrada por el algoritmo de corrección también retira una parte de la señal de medición de pulsos PM de frecuencia más alta determinada de modo que no se tiene en cuenta para la evaluación de señal adicional, en particular en la averiguación del momento de la subida máxima en el primer flanco de la señal

de medición de pulsos PM. En el marco del algoritmo de corrección se genera por tanto una señal de medición de pulsos corregida PK que comprende esencialmente solo componentes de frecuencia que están correlacionadas directamente con la onda de presión de pulso originaria 16.

5 En el ejemplo de realización este algoritmo de corrección está realizado de la siguiente manera. Desde la señal de medición de pulsos registrada PM originalmente se extrae después de una digitalización de la señal de medición recibida en cada caso un subsegmento asociado a un latido cardiaco y se somete a la corrección de señal propiamente dicha. El subsegmento extraído por ejemplo mediante una transformación de Fourier discreta (DFT) se transforma al dominio de frecuencia. Para alcanzar una resolución de frecuencia deseada, por ejemplo de
10 aproximadamente 0,5 Hz, en caso de necesidad el subsegmento extraído de la señal de medición PM registrada y digitalizada se completa al final con ceros. La señal de frecuencia resultante según la transformación de tiempo-frecuencia (= señal de frecuencia inicial) comprende una componente de amplitud espectral, así como una componente de fase espectral. Para la evaluación adicional se averigua inicialmente un espectro de frecuencia de la componente de amplitud. Un ejemplo de un espectro de amplitud AS resultante en este caso se reproduce en la evolución de señal estándar y trazada a través de la frecuencia f según la figura 4. Por este espectro de amplitud AS se detectan los máximos locales. En la ilustración según la figura 4 los máximos están marcados con estrellas y designados con los números de referencia 19 a 24.

20 Tal como ya se ha mencionado el algoritmo de corrección representa un filtrado adaptativo que tiene en particular una característica de filtro que puede adaptarse a las circunstancias actuales. La adaptación de la característica de filtro se realiza mediante los máximos detectados 19 a 24 del espectro de amplitud AS, en particular mediante el segundo y tercer máximo 20 o 21. Para ello el valor de amplitud del segundo máximo 20 se divide por el valor de amplitud del tercer máximo 21. Después se comprueba si el cociente averiguado de esta manera se sitúa por encima de un valor umbral de aproximadamente 2,8. En caso afirmativo se consideran todas las componentes de
25 frecuencia hasta el valor de frecuencias del tercer máximo 21 incluido. En caso contrario, es decir cuando el cociente menor que el valor umbral indicado o igual al valor umbral indicado se consideran solo componentes de frecuencia hasta el valor de frecuencias del segundo máximo 20 incluido. El valor umbral puede también designarse como valor límite de cociente. El algoritmo de corrección puede entenderse por tanto como un filtro de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable. El valor empleado actualmente para el filtrado de paso bajo de la frecuencia límite de paso bajo se orienta en este caso según las circunstancias que imperan en ese momento. Aunque en el caso de la fijación de la característica de filtro actual se recurre al espectro de amplitud AS el filtrado de paso bajo en sí actúa tanto en la componente de amplitud como en la componente de fase del subsegmento de la señal de medición de pulsos PM transformado al dominio de frecuencia.

35 Las componentes de amplitud y de fase con un valor de frecuencia de como máximo el segundo máximo 20 del espectro de amplitud AS siempre se consideran. El trasfondo es el conocimiento de que, además de la onda predominante, también las componentes de frecuencia subyacentes que se originan mediante atenuaciones y reflexiones en el vaso son de importancia decisiva para la forma de la onda de presión de pulso originaria 16.

40 El estado actual de los vasos está sujeto sin embargo también a breves activaciones del sistema nervioso autónomo. Estas se expresan en una constricción de vaso que llevan a una rigidez de las paredes de vaso. Para considerar de manera oportuna a estas mediante la actividad del sistema nervioso autónomo al menos con influencias ocasionadas es favorable considerar conjuntamente también componentes de frecuencia más alta concretamente en particular hasta un tercer máximo 21 del espectro de amplitud AS. Se detectó que la relación
45 indicada anteriormente de las amplitudes del segundo máximo 20 con respecto al tercer máximo 21 forma un buen valor estimado para la actividad del sistema nervioso autónomo, así como para otras circunstancias fisiológicas. A este respecto puede partirse por tanto con buena aproximación de que se presenta una actividad relevante del sistema nervioso autónomo cuando la relación se sitúa por encima del valor umbral mencionado. En este casi el algoritmo de corrección considera tal como se expuso anteriormente, en el marco del filtrado adaptativo más
50 componentes de frecuencia.

Después de que se haya fijado la frecuencia límite de paso bajo del filtrado adaptativo de acuerdo con las regulaciones anteriores se efectúa el filtrado. A este respecto todas las componentes de amplitud y de fase que están situadas en una frecuencia límite de paso bajo más alta que la averiguada se borran o se ponen a cero. El
55 espectro residual (= señal de frecuencia corregida) de frecuencia filtrada en este caso que comprende tanto componentes de amplitud como de fase se transforma después retornando al dominio de tiempo, por ejemplo mediante una transformación de Fourier inversa para llegar así a un subsegmento de la señal de medición de pulsos corregida PK. Mediante la composición de los subsegmentos individuales averiguados corregidos asociados en cada caso a un latido cardiaco se obtiene una evolución continua de la señal de medición de pulsos corregida PK. Dado
60 que la averiguación de la señal de medición de pulsos corregida PK está unida a un cierto esfuerzo de cálculo en caso de necesidad puede utilizarse la segunda unidad de cálculo 7a opcional. A este respecto puede tratarse en particular de un ordenador de alta velocidad. Sin embargo fundamentalmente también es posible que todos los cálculos para averiguar la señal de medición de pulsos corregida PK se realicen solo en una única unidad de cálculo, concretamente en la primera unidad de cálculo 7.

65

En el diagrama según la figura 5 además de la señal de medición de pulsos registrada PM originalmente también está trazada a través del tiempo t la señal de medición de pulsos PK corregida del modo anteriormente descrito, así como la señal diferencial D formada como diferencia entre la señal de medición de pulsos registrada PM originalmente y la señal de medición de pulsos corregida PK. La señal de medición de pulsos PM original está reproducida en el trazo de línea continuo, la señal de medición de pulsos corregida PK en el trazo de línea con rayas y la señal diferencial D en el trazo de línea con líneas y rayas. A partir de las evoluciones de señal reproducidas en la figura 5 puede deducirse inequívocamente que la señal de medición de pulsos PK corregida presenta con respecto a la señal de medición de pulsos registrada PM originalmente una evolución. En particular el flanco de subida muestra una evolución de subida monótona, de modo que también el punto buscado puede averiguarse con la subida máxima sin problemas y sobretodo de manera inequívoca. Mediante el algoritmo de corrección descrito se ha compensado por lo tanto al menos en gran medida la influencia de la onda de presión de pulso reflejada 17.

Los subsegmentos individuales de la señal de medición de pulsos registradas PM originalmente que van a asociarse en cada caso a un latido cardiaco se someten de la misma manera al algoritmo de corrección. Los subsegmentos corregidos se juntan entonces para formar una evolución global de la señal de medición de pulsos corregida PK.

Como producto secundario se obtiene la señal diferencial D, que puede generarse además de mediante la formación de diferencia ya mencionada que se realiza en el dominio de tiempo entre la señal de medición de pulsos registrada PM originalmente y la señal de medición de pulsos corregida PK, alternativamente también mediante una transformación inversa del dominio de frecuencia al dominio de tiempo de las componentes de frecuencia borradas o no consideradas en el caso del filtrado adaptativo anteriormente mencionado propiamente dicho. La señal diferencial D describe la onda de presión de pulso 17 de retorno. Mediante la señal diferencial D pueden realizarse análisis adicionales. Así es posible, por ejemplo mediante la forma y posición relativa de la onda de presión de pulso reflejada 17 obtener informaciones adicionales sobre el estado del sistema vascular. Además la señal de medición de pulsos corregida PK describe también el estado del sistema vascular de manera más directa que la señal de medición de pulsos PM registrada adicionalmente que representa una superposición con la componente que retorna a la onda de presión de pulso 17 reflejada. Por consiguiente, además de la señal diferencial D adicionalmente o alternativamente puede recurrirse también a la señal de medición de pulsos corregida PK para análisis adicionales.

En el caso de análisis adicionales de la onda de presión de pulso reflejada 17, en particular mediante la señal diferencial D pueden obtenerse informaciones adicionales, por ejemplo con respecto a la velocidad de la onda del pulso y con respecto a otras características de los vasos, como p.ej. la elasticidad o adaptabilidad (= *compliance*) de los vasos. Además pueden calcularse parámetros dinámicos del sistema cardiovascular a los que puede recurrirse a su vez para la mejora adicional del análisis de onda del pulso. En particular puede compensarse entonces también el periodo de pre-eyección (= PEP) al menos hasta un alcance determinado.

La señal de medición de pulsos PK corregida, debido a la compensación de la onda de presión de pulso reflejada 17 reproduce la onda de presión de pulso 16 generada originalmente por el corazón de manera claramente más realista que la señal de medición de pulsos PM registrada alejada del corazón en una extremidad, en el ejemplo de realización mostrado en un dedo. Por consiguiente mediante la señal de medición de pulsos corregida PK pueden emitirse juicios sobre la forma de la onda de presión de pulso 16 cerca del corazón. Cerca del corazón, concretamente al menos al principio no se produce una superposición con componentes reflejadas.

Además la señal de medición de pulsos corregida PK permite un cálculo mejorado de la presión sanguíneas P central, es decir que impera cerca del corazón. Cerca del corazón no es posible un registro directo de la presión sanguíneas P o al menos no sin un esfuerzo considerable.

El aparato de medición de presión sanguínea 1 y en particular el algoritmo de corrección implementado en la unidad de evaluación 6 son por lo tanto muy ventajosos. El filtro adaptativo implementado adapta de manera dinámica su característica de filtro a las circunstancias fisiológicas del paciente 2 y en particular a su activación autónoma. Mediante el filtrado adaptativo llevado a cabo de esta manera se alcanza al menos un debilitamiento considerable de las influencias de interferencia de la onda de presión de pulso 17 de reflexión por lo cual la presión sanguínea P puede averiguarse de manera más exacta. El algoritmo de corrección puede utilizarse tanto durante una calibración como durante el funcionamiento de medición propiamente dicho del aparato de medición de presión sanguínea 1.

Sin embargo, tal como ya se ha explicado anteriormente el procedimiento de compensación ofrece también numerosas posibilidades diferentes para el registro de parámetros fisiológicos diferentes, como por ejemplo la velocidad de la onda de presión de pulso, propiedades estáticas y/o dinámicas del sistema cardiovascular, incluida la elasticidad (= *compliance*) de los vasos y del periodo de preeyección. Por lo tanto el algoritmo de corrección descrito puede aplicarse con ventaja no sólo en relación con una medición de presión sanguínea, sino también en el caso de registro de parámetros fisiológicos adicionales. El aparato de medición de presión sanguínea 1 descrito anteriormente ha de entenderse por consiguiente solo a modo de ejemplo. El algoritmo de corrección puede transferirse de manera análoga a otros procedimientos y aparatos de registro. También en el caso de estas otras aplicaciones se consideran las ventajas anteriormente descritas del mismo modo o similar.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para la determinación de al menos un parámetro fisiológico (P) de un paciente (2), en el que

- 5 a) se registra una señal de medición de pulsos (PM) de una onda de presión de pulso (18), que se propaga partiendo del corazón dentro de los vasos sanguíneos, en un lugar de medición de pulsos (15), mediante un sensor de pulso (4)
- b) a partir de la señal de medición de pulsos (PM), registrada mediante procesamiento de señales, se genera una señal de medición de pulsos corregida (PK) y
- 10 c) se averigua el al menos un parámetro fisiológico (P) mediante la señal de medición de pulsos corregida (PK), d) sometiendo la señal de medición de pulsos registrada (PM), para la generación de la señal de medición de pulsos corregida (PK), a un filtrado adaptativo con el fin de compensar la influencia de una componente reflejada (17) de la onda de presión de pulso (18),
- 15 **caracterizado por que**, en el caso del filtrado, se trata de un filtrado adaptativo con una característica de filtro que se adapta de manera dinámica,
- e) descomponiéndose la señal de medición de pulsos registrada (PM) en segmentos de medición, que van a asociarse en cada caso a un latido cardiaco, averiguándose desde cada segmento de medición, mediante un filtrado adaptativo, un segmento corregido y juntándose los segmentos corregidos generados de esta manera para formar la señal de medición de pulsos corregida (PK).
- 20

2. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** el segmento de medición relevante de la señal de medición de pulsos registrada (PM) se convierte, mediante transformación al dominio de frecuencia, en una señal de frecuencia inicial, se recurre a la señal de frecuencia inicial para la adaptación de la característica de filtro y después se somete al filtrado adaptativo con la característica de filtro adaptada, formándose una señal de frecuencia corregida que, mediante transformación inversa al dominio de tiempo, se convierte en el segmento corregido.

25

3. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el filtrado adaptativo se efectúa como filtrado de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable.

30

4. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, **caracterizado por que** el filtrado adaptativo se realiza como filtrado de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable, determinándose desde la señal de frecuencia inicial los máximos de amplitud (19 - 24), y a partir del cociente entre el segundo máximo de amplitud (20) y el tercer máximo de amplitud (21) se averigua el valor actual de la frecuencia límite de paso bajo para adaptar la característica de filtro.

35

5. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4, **caracterizado por que** como valor actual de la frecuencia límite de paso bajo se emplea un valor de frecuencia del segundo máximo de amplitud (20) cuando el cociente entre el segundo máximo de amplitud (20) y el tercer máximo de amplitud (21) es como máximo igual a un valor límite de cociente y, en caso contrario, como valor actual de la frecuencia límite de paso bajo se emplea un valor de frecuencia del tercer máximo de amplitud (21), estando situado el valor límite de cociente en el intervalo entre 2,0 y 3,5, en particular entre 2,5 y 3,0, preferiblemente en 2,8.

40

6. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** se utiliza durante una calibración.

45

7. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la componente reflejada (17) de la onda de presión de pulso (18) se averigua como una señal diferencial (D) de acuerdo con una diferencia de la señal de medición de pulsos registrada (PM) y de la señal de medición de pulsos corregida (PK) y en particular se evalúa de manera separada, preferiblemente para obtener informaciones sobre la velocidad de la onda de presión de pulso, sobre el tiempo de tránsito de la onda de presión de pulso entre el corazón y el lugar de medición de pulsos (15) o sobre las propiedades estáticas y en particular dinámicas del sistema cardiovascular del paciente, tal como preferiblemente sobre la elasticidad de los vasos del paciente o sobre el periodo de preeyección.

50

8. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que**, mediante la señal de medición de pulsos corregida (PK), al menos se determina al menos uno de los parámetros fisiológicos del grupo de una presión sanguínea que domina en el lugar de medición de pulsos (P), una presión sanguínea central, un pletismograma cercano al corazón, así como propiedades estáticas y en particular dinámicas del sistema cardiovascular del paciente, tal como preferiblemente de la elasticidad de los vasos del paciente y del periodo de preeyección.

55

60

9. Aparato para la determinación al menos de un parámetro fisiológico (P) de un paciente (2), que comprende

- 65 a) un sensor de pulsos (4) para registrar una señal de medición de pulsos (PM) de una onda de presión de pulso (18), que se propaga partiendo del corazón dentro de los vasos sanguíneos hasta un lugar de medición de pulsos (15), en el que está dispuesto el sensor de pulsos (4), y

- b) una unidad de evaluación (6) para averiguar una señal de medición de pulsos (PK), corregida mediante el procesamiento de señales a partir de la señal de medición de pulsos registrada (PM), y para averiguar el al menos un parámetro fisiológico (P) mediante la señal de medición de pulsos corregida (PK), y
- 5 c) estando diseñada la unidad de evaluación (6) con el fin de someter a la señal de medición de pulsos registrada (PM), para la generación de la señal de medición de pulsos corregida (PK), a un filtrado para compensar la influencia de una componente reflejada (17) de la onda de presión de pulso (18), **caracterizado por que** en el caso del filtrado se trata de un filtrado adaptativo con una característica de filtro que se adapta dinámicamente,
- 10 d) estando diseñada la unidad de evaluación (6) para descomponer la señal de medición de pulsos registrada (PM) en segmentos de medición, que van a asociarse en cada caso a un latido cardiaco, para averiguar a partir de cada segmento de medición, mediante filtrado adaptativo, un segmento corregido, y los segmentos corregidos generados de esta manera se juntan para formar la señal de medición de pulsos corregida (PK).
10. Aparato de acuerdo con la reivindicación 9, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para convertir el segmento de medición relevante de la señal de medición de pulsos registrada (PM), mediante transformación al dominio de frecuencia, en una señal de frecuencia inicial, recurrir a la señal de frecuencia inicial para la adaptación de la característica de filtro y someterla después al filtrado adaptativo con la característica de filtro adaptada, produciéndose una señal de frecuencia corregida y estando diseñada la unidad de evaluación (6) además para convertir la señal de frecuencia corregida, por medio de transformación inversa, al dominio de tiempo en el segmento corregido.
- 15 20 11. Aparato según una de las reivindicaciones 9 y 10, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para efectuar el filtrado adaptativo como filtrado de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable.
- 25 12. Aparato de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para efectuar el filtrado adaptativo como filtrado de paso bajo adaptativo con una frecuencia límite de paso bajo variable, para determinar desde la señal de frecuencia inicial los máximos de amplitud (19 - 24), y a partir del cociente entre el segundo máximo de amplitud (20) y el tercer máximo de amplitud (21) averiguar el valor actual de la frecuencia límite de paso bajo para adaptar la característica de filtro.
- 30 35 13. Aparato de acuerdo con la reivindicación 12, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para emplear como valor actual de la frecuencia límite de paso bajo un valor de frecuencia del segundo máximo de amplitud (20), cuando el cociente del segundo máximo de amplitud (20), con respecto al tercer máximo de amplitud (21) es como máximo igual a un valor límite de cociente y, en caso contrario, emplear como valor actual de la frecuencia límite de paso bajo un valor de frecuencia del tercer máximo de amplitud (21), estando situado el valor límite de cociente en el intervalo entre 2,0 y 3,5, en particular entre 2,5 y 3,0, preferiblemente en 2,8.
- 40 14. Aparato según una de las reivindicaciones 9 a 13, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para efectuar la averiguación de la señal de medición de pulsos corregida (PK) y efectuar la averiguación del al menos un parámetro fisiológico (P), basada en la señal de medición de pulsos (PK) corregida durante una calibración del aparato.
- 45 50 15. Aparato según una de las reivindicaciones 9 a 14, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para averiguar la componente reflejada (17) de la onda de presión de pulso (18) como una señal diferencial (D), de acuerdo con una diferencia de la señal de medición de pulsos registrada (PM) y de la señal de medición de pulsos corregida (PK) y en particular evaluar de manera separada, preferiblemente para obtener informaciones sobre la velocidad de la onda de presión de pulso, sobre el tiempo de tránsito de la onda de presión de pulso entre el corazón y el lugar de medición de pulsos (15) o sobre las propiedades estáticas y en particular dinámicas del sistema cardiovascular del paciente, tal como preferiblemente sobre la elasticidad de los vasos del paciente o sobre el periodo de preyección.
- 55 16. Aparato según una de las reivindicaciones 9 a 15, **caracterizado por que** la unidad de evaluación (6) está diseñada para determinar mediante la señal de medición de pulsos corregida (PK) al menos uno de los parámetros fisiológicos a partir del grupo de una presión sanguínea (P) que domina en el lugar de medición de pulso, una presión sanguínea central, un pletismograma cercano al corazón, así como propiedades estáticas y en particular dinámicas del sistema cardiovascular del paciente, tales como preferiblemente de la elasticidad de los vasos del paciente y del periodo de preyección.

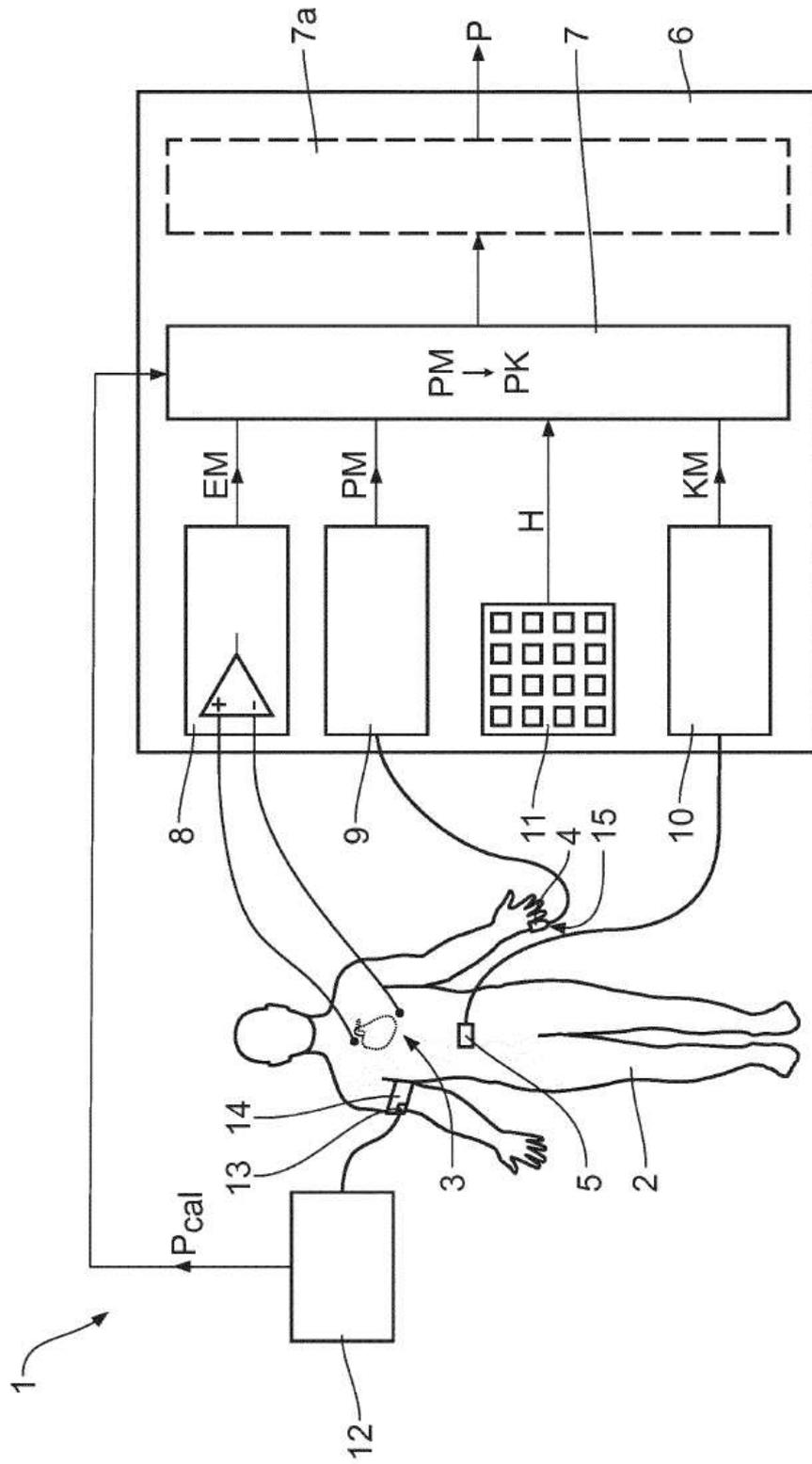


Fig. 1

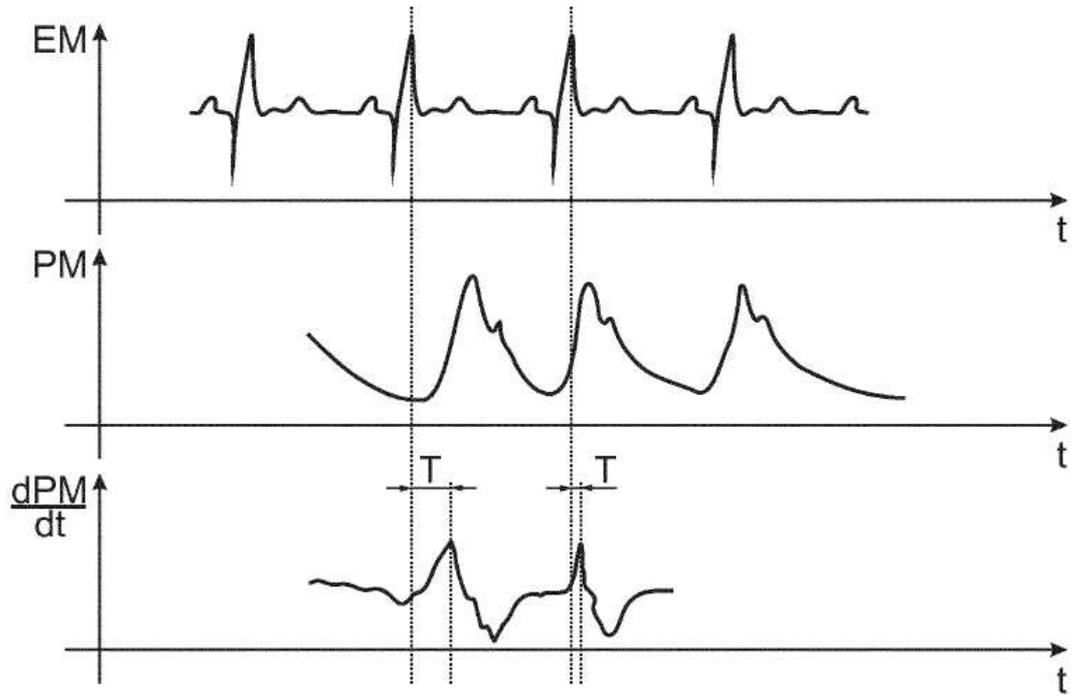


Fig. 2

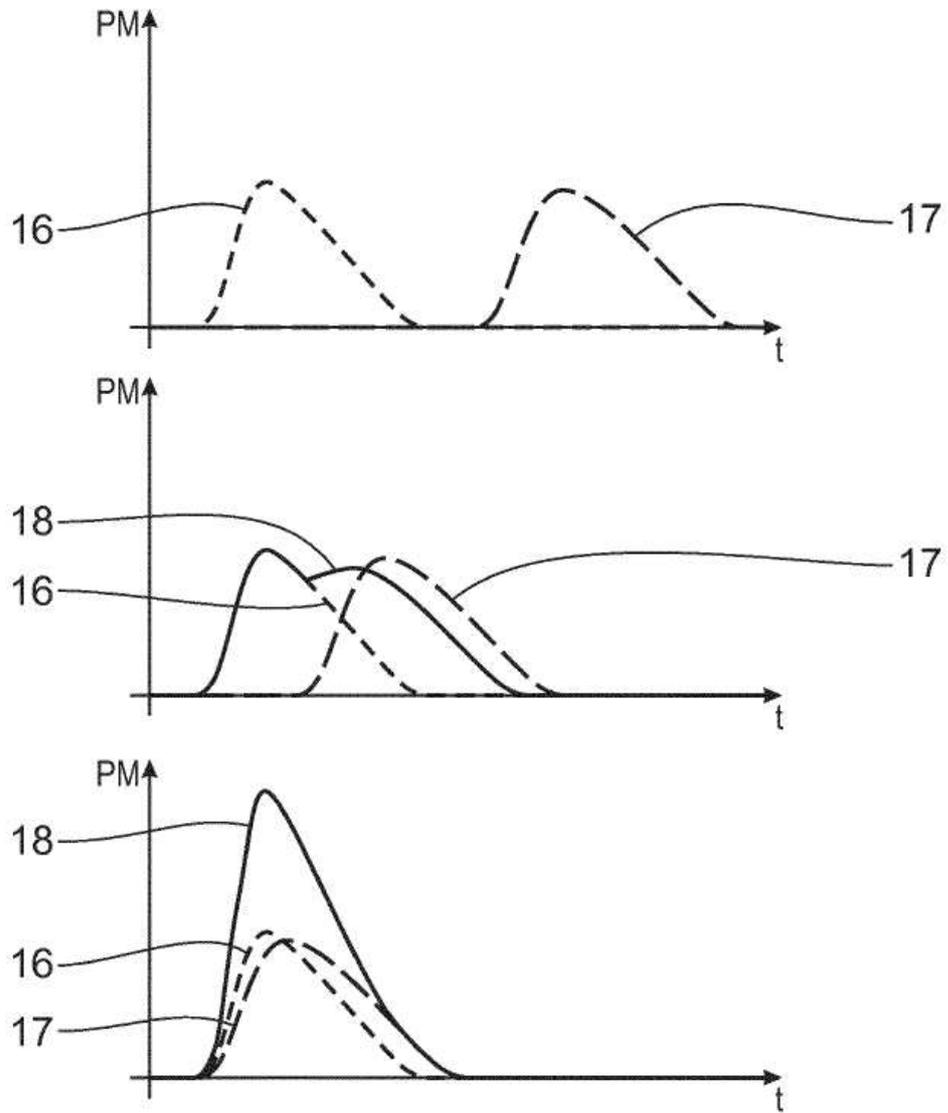


Fig. 3

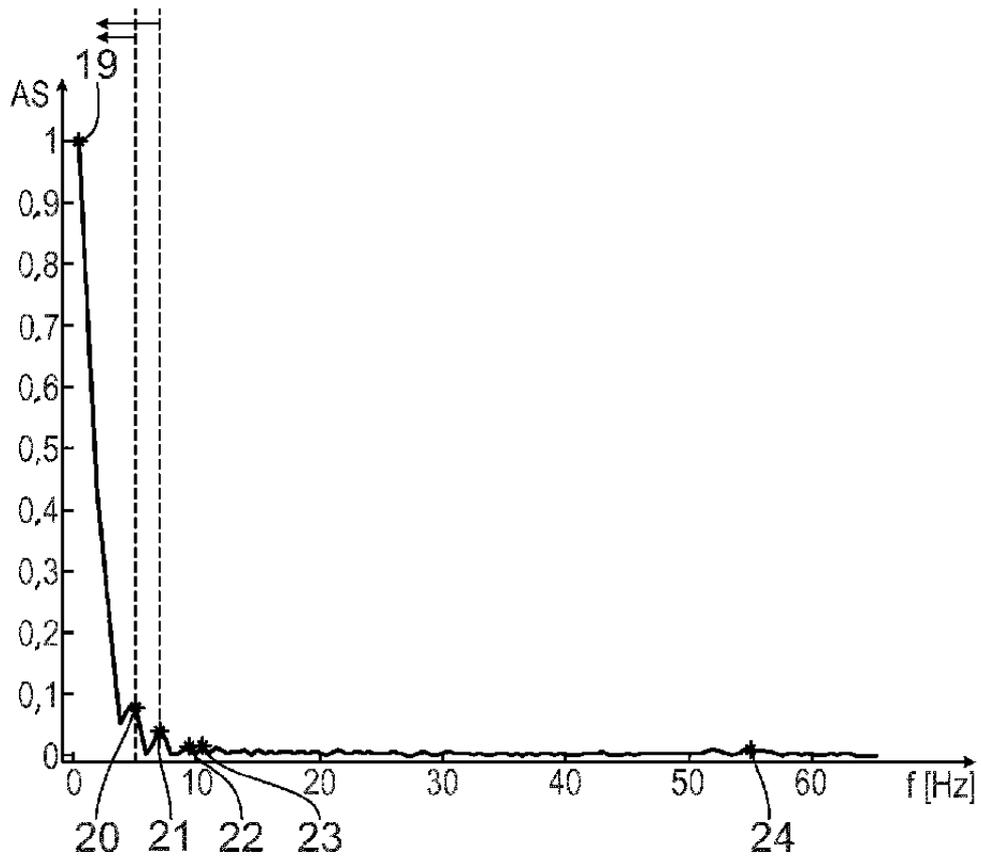


Fig. 4

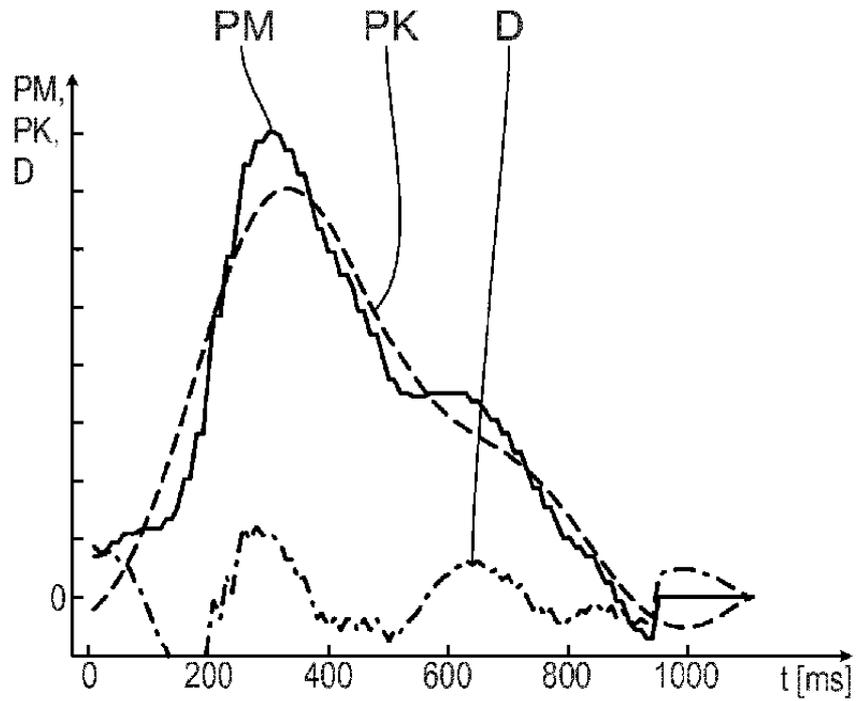


Fig. 5