

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 517**

51 Int. Cl.:

A61B 5/11

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.06.2017** **PCT/EP2017/064834**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.12.2017** **WO17216374**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.06.2017** **E 17729899 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.04.2024** **EP 3471609**

54 Título: **Sismocardiografía cuantitativa**

30 Prioridad:

16.06.2016 EP 16174743

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

11.11.2024

73 Titular/es:

**ACARIX A/S (100.0%)
Ryvangs Allé 81
2900 Hellerup, DK**

72 Inventor/es:

**SCHMIDT, SAMUEL EMIL;
SØGAARD, PETER y
STRUIJK, JOHANNES JAN**

74 Agente/Representante:

FERNÁNDEZ POU, Felipe

ES 2 986 517 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

Sismocardiografía cuantitativa

5 Campo técnico de la invención

La presente invención se refiere en general a técnicas para fines de diagnóstico relacionados con la función cardiovascular, y en particular a técnicas para ayudar en el diagnóstico de disfunción sistólica y diastólica que podría conducir a insuficiencia cardíaca.

10

Antecedentes de la invención

La disfunción diastólica es un defecto cardíaco que ocurre con frecuencia en personas mayores de 45 años. La disfunción diastólica puede conducir a insuficiencia cardíaca grave y se asocia con una mayor mortalidad. Los métodos actuales para el diagnóstico de la disfunción diastólica son complicados y costosos, lo que normalmente significa que se utilizan sólo en pacientes con alto riesgo de disfunción diastólica.

15

La sismocardiografía (SCG) es el análisis de vibraciones subaudibles de baja frecuencia en la pared torácica causadas por los latidos del corazón. De manera más general, la SCG se refiere a la medición no invasiva de las aceleraciones en la pared torácica producidas por el movimiento del miocardio. Los ruidos cardíacos son componentes audibles de las vibraciones de la pared torácica que normalmente están por encima de 40-60 Hz, mientras que las vibraciones de la SCG suelen estar por debajo de 5 Hz.

20

La SCG normalmente se mide usando un acelerómetro. Sin embargo, cuando se utiliza un acelerómetro, se muestrean simultáneamente tanto los componentes SCG de baja frecuencia como los componentes audibles. Los componentes de la SCG y los componentes audibles revelan diferentes funciones cardiovasculares, permitiendo así diferentes enfoques para diagnosticar una función cardiovascular. Por ejemplo, la SCG suele ser adecuada para la estimación de intervalos de tiempo entre características del ciclo cardíaco, mientras que los ruidos cardíacos son apropiados para la detección de soplos causados por alteraciones del flujo.

25

Cuando se utiliza un acelerómetro, los ruidos cardíacos o los componentes de audio en la señal del acelerómetro están dominados por la alta intensidad de las vibraciones de baja frecuencia u ondas de SCG. Si la señal del acelerómetro se filtra con un filtro de paso alto, por ejemplo con un corte inferior a 50 Hz, se revelan los ruidos cardíacos. En el ruido cardíaco, los ruidos más dominantes son el primer ruido cardíaco (S1) y los segundos ruidos cardíacos (S2), que están relacionados con el cierre de la válvula mitral (MC) y el cierre de la válvula aórtica (AC), respectivamente.

30

El documento US2013109989 divulga un método y aparato para obtener y procesar datos de balistocardiografía para determinar un estado fisiológico de un sujeto. Los datos de balistocardiografía indicativos del movimiento cardíaco del sujeto medidos a lo largo de una pluralidad de ejes espaciales mediante un dispositivo sensor que puede comprender un acelerómetro de tres ejes. Los datos del balistocardiógrafo se procesan para determinar los datos procesados indicativos del movimiento del corazón del sujeto. Las indicaciones del estado fisiológico se determinan basándose al menos en parte en los datos procesados. El procesamiento puede comprender la agregación de datos multidimensionales, la determinación de la magnitud del movimiento del corazón y su derivada, la determinación de una suma de empuje, la determinación de un valor de índice, la generación de un informe basado en un valor de índice, etc. El procesamiento puede ser informado mediante la entrada del operador, tal como una ventana de tiempo de interés o indicaciones de interés.

40

Un problema para los médicos de medicina general es que la insuficiencia cardíaca comparte síntomas con otras enfermedades comunes como las enfermedades respiratorias. Por tanto, existe la necesidad de una herramienta fiable o precisa que pueda ayudar a diagnosticar o determinar una probabilidad de insuficiencia cardíaca.

50

55 Objeto de la invención

Un objeto de la presente invención es proporcionar una herramienta mejorada para cuantificar la función de un corazón que late. También es un objetivo proporcionar una tecnología mejorada para identificar la insuficiencia cardíaca.

60

Compendio de la invención

La invención se establece en las reivindicaciones.

65 Compendio de la divulgación

- Según un primer aspecto, los objetivos antes mencionados se logran mediante un método para cuantificar la función, o función cardiovascular, de un corazón que late. El método comprende: obtener una pluralidad de segmentos de una señal registrada con un acelerómetro, por ejemplo colocado en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio, en donde cada segmento cubre, o corresponde a, un ciclo cardíaco. El método comprende además: alinear la pluralidad de segmentos, determinar un segmento medio basándose en la pluralidad de segmentos, y filtrar la pluralidad de segmentos antes de determinar el segmento medio, o filtrar el segmento medio, con un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior por debajo de 5 Hz, preferiblemente por debajo de 1 Hz, y una frecuencia de corte superior en el rango de 100-500 Hz. El método comprende además: determinar una primera característica temporal en el segmento medio filtrado, determinar una medida basada en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal, y proporcionar información de salida basada en la medida determinada.
- Aquí, y a lo largo de esta memoria descriptiva, se entiende que cuantificar la función, o función cardiovascular, se limita a cuantificar, o determinar una indicación de, una función, estado o estructura cardiovascular anormal, y/o un trastorno cardiovascular. Por lo tanto, se entiende que cuantificar la función abarca cuantificar o determinar una indicación de una enfermedad cardíaca relacionada con el comportamiento miocárdico, tal como insuficiencia cardíaca.
- Se entiende que cuantificar la función, o la función cardiovascular, no incluye cuantificar o determinar una indicación de condición física, tal como condición cardiovascular o cardiorrespiratoria. Por lo tanto, se entiende que la cuantificación de la función no abarca la cuantificación o determinación de una indicación de la condición aeróbica, como el consumo o captación máxima de oxígeno (VO_2 Máx). En este caso, se entiende que la condición física está relacionada con una función cardiovascular normal, y que está dissociada de una función, estado o estructura cardiovascular anormal o un trastorno cardiovascular.
- El filtrado de paso de banda especificado tiene el efecto de que la característica temporal se determina a partir del segmento medio que incluye tanto componentes de la SCG de baja frecuencia como componentes audibles, en comparación con cuando solo se consideran componentes de la SCG de baja frecuencia. Se ha descubierto que el filtrado de paso de banda especificado contribuye a una cuantificación fiable y, por tanto, mejorada de la insuficiencia cardíaca.
- A lo largo de esta memoria descriptiva, una característica temporal puede corresponder a una característica o etapa en un ciclo cardíaco. Una característica temporal puede corresponder a un pico, valle, extremo local, mínimo local, máximo local, cambio máximo, aumento máximo o disminución máxima del segmento medio filtrado. Una medida puede, a lo largo de esta memoria descriptiva, corresponder a o basarse en, una intensidad o amplitud de señal, o una diferencia en el tiempo. La intensidad o amplitud de la señal de una característica temporal pueden corresponder a una aceleración que afecta al acelerómetro. Aquí y a lo largo de toda esta memoria descriptiva, se entiende que la intensidad de la señal de una característica temporal abarca una muestra de señal o un valor de señal de la característica temporal. La amplitud puede determinarse con relación a la señal media en el segmento medio. Se entiende que una amplitud abarca un valor pico o el valor extremo de una característica temporal, como un máximo o mínimo local.
- El acelerómetro puede comprender un elemento piezoeléctrico. La señal puede representar un voltaje generado por el elemento piezoeléctrico. Por lo tanto, la intensidad o amplitud de la señal de una característica temporal puede representar un valor de voltaje para la característica temporal.
- Según un segundo aspecto, los objetivos se consiguen mediante un sistema de cuantificación de la función, o función cardiovascular, de un corazón que late. El sistema comprende: (A) un acelerómetro, por ejemplo configurado para colocarse en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio, y (B) un procesador conectado operativamente al acelerómetro. El procesador está configurado para: obtener una pluralidad de segmentos de una señal registrada con el acelerómetro, en donde cada segmento cubre, o corresponde a, un ciclo cardíaco. El método comprende además: alinear la pluralidad de segmentos, determinar un segmento medio basándose en la pluralidad de segmentos, y filtrar la pluralidad de segmentos antes de determinar el segmento medio, o filtrar el segmento medio, con un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior por debajo de 1 Hz y una frecuencia de corte superior en el rango de 100-500 Hz. El procesador está configurado además para: determinar una primera característica temporal en el segmento medio, determinar una medida basada en al menos una de la intensidad de la señal, o amplitud, de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal, y proporcionar información de salida basada en la medida determinada.
- En los aspectos anteriores, obtener una pluralidad de segmentos de una señal puede comprender: obtener la señal y formar la pluralidad de segmentos a partir de la señal.

Según un tercer aspecto, los objetivos se consiguen mediante un sistema de cuantificación de la función, o función cardiovascular. El sistema comprende: un acelerómetro, por ejemplo configurado para colocarse en el pecho de una persona para obtener una señal que representa aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio y un módulo de segmentación para formar una pluralidad de segmentos a partir del señal, en donde cada segmento cubre, o corresponde a, un ciclo cardíaco. El método comprende además: un módulo de alineación para alinear la pluralidad de segmentos, un primer módulo de cálculo para determinar un segmento medio basándose en la pluralidad de segmentos y un módulo de filtro para filtrar la pluralidad de segmentos antes de determinar el segmento medio, o para filtrar el segmento medio, con un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior por debajo de 1 Hz y una frecuencia de corte superior en el rango de 100-500 Hz. El sistema también comprende: un segundo módulo de cálculo para determinar una primera característica temporal en el segmento medio y una tercera unidad de cálculo para determinar una medida basada en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y un módulo de salida para proporcionar información de salida basada en la medida determinada.

Según un cuarto aspecto, los objetos se logran mediante un producto de programa informático para ser usado en un sistema para cuantificar la insuficiencia cardíaca que comprende: (A) un acelerómetro, por ejemplo para ser colocado en, o configurado para ser colocado sobre, el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio, y (B) un procesador conectado operativamente con el acelerómetro. El producto de programa informático que comprende instrucciones de código de programa configuradas para, cuando las ejecuta el procesador del sistema, hacer que el procesador: obtenga una señal con el acelerómetro y forme una pluralidad de segmentos a partir de la señal, en donde cada segmento cubre, o corresponde a, un ciclo cardíaco. Las instrucciones del código del programa además hacen que el procesador: alinee la pluralidad de segmentos, determine un segmento medio basándose en la pluralidad de segmentos, y filtre la pluralidad de segmentos antes de determinar el segmento medio, o filtre el segmento medio, con un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior por debajo de 1 Hz y una frecuencia de corte superior en el rango de 100-500 Hz. Las instrucciones del código del programa están además configuradas para hacer que el procesador: determine una primera característica temporal en el segmento medio, determine una medida basada en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y proporcione información de salida basada en la medida determinada.

Según un quinto aspecto, los objetivos se consiguen mediante una memoria no transitoria en la que se almacena un producto de programa informático según el cuarto aspecto.

En los diferentes aspectos anteriores, la información de salida puede representar la medida real determinada. Alternativamente, la información de salida puede representar una puntuación basada en la medida determinada. La información de salida puede indicar función, función cardiovascular, insuficiencia cardíaca o riesgo de insuficiencia cardíaca u otro estado anormal, por ejemplo como uno o más valores numéricos. Adicional o alternativamente, la alineación se puede realizar antes del filtrado y el filtrado se puede realizar antes de determinar el segmento medio.

En los diferentes aspectos anteriores, se puede omitir la etapa de filtrar la pluralidad de segmentos antes de determinar el segmento medio, o filtrar el segmento medio, en particular si se utiliza un micrófono además del acelerómetro. Adicional o alternativamente, el acelerómetro colocado en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio puede reemplazarse con un acelerómetro para medir aceleraciones y vibraciones causadas por el movimiento del miocardio y el acelerómetro puede ser configurado para colocarse en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona o para insertarse en el cuerpo de la persona, por ejemplo como un dispositivo implantable o dentro de un vaso sanguíneo, tal como un vaso sanguíneo en el corazón.

En el método del primer aspecto, el acelerómetro puede colocarse en el pecho de una persona y fijarse a la piel de la persona mediante un adhesivo para medir las aceleraciones y vibraciones. Los sistemas del segundo, tercer y cuarto aspectos pueden comprender además un parche adhesivo configurado para soportar el acelerómetro o una carcasa que se describe a continuación, y para fijarse a la piel de la persona. Al fijar el acelerómetro, o carcasa a la piel, se mejora la calidad de las señales registradas.

Descripción detallada

Los diferentes aspectos descritos anteriormente pueden modificarse como se describe a continuación.

La etapa de obtener una pluralidad de segmentos de una señal registrada con un acelerómetro comprende registrar una señal con un acelerómetro, por ejemplo, colocado en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio, en donde la señal puede registrarse durante un período de tiempo que cubre una pluralidad de ciclos cardíacos

de la persona. La etapa comprende además:

dividir la señal registrada en la pluralidad de segmentos, en donde cada segmento puede cubrir un único ciclo cardíaco.

5

El acelerómetro puede colocarse en la parte delantera del pecho de la persona. Que el acelerómetro se coloque en el pecho de una persona significa que está colocado en el exterior y no en el interior del cuerpo. Esto tiene la ventaja de una aplicación sencilla que no requiere habilidades quirúrgicas y que puede utilizarse en entornos no estériles.

10

Según un aspecto de la invención, la obtención de una pluralidad de segmentos de una señal registrada con un acelerómetro comprende registrar la señal con el acelerómetro, por ejemplo colocado en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio, y registrar una señal de audio con un micrófono colocado en el pecho de la persona simultáneamente a registrar la señal con el acelerómetro. El micrófono está configurado para medir ruidos cardiovasculares o ruidos generados por los latidos del corazón. Obtener una pluralidad de segmentos comprende además identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco, y dividir la señal grabada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados. Según otro aspecto de la invención, obtener una pluralidad de segmentos de una señal registrada con un acelerómetro comprende: registrar la señal con el acelerómetro, por ejemplo colocado en el pecho de una persona para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona causadas por el movimiento del miocardio y filtrar la señal para obtener una señal de audio. Obtener una pluralidad de segmentos comprende además identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco, y dividir la señal registrada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados. El filtrado puede comprender un filtrado de paso alto que tiene una frecuencia de corte inferior en el intervalo de 40-80 Hz, o aproximadamente igual a 50 Hz o 65 Hz.

15

20

25

30

Aquí, la pluralidad de ruidos cardíacos puede ser el primer ruido cardíaco (S1). Alternativamente, la pluralidad de ruidos cardíacos puede ser el segundo ruido cardíaco (S2). A lo largo de esta memoria descriptiva, se entiende por micrófono un transductor que convierte el ruido en una señal eléctrica.

35

La alineación de la pluralidad de segmentos puede comprender: determinar un ruido cardíaco en cada uno de la pluralidad de segmentos, y alinear la pluralidad de segmentos mediante el ruido cardíaco determinado de cada segmento. El ruido cardíaco puede ser el primer ruido cardíaco (S1) o el segundo ruido cardíaco (S2). El primer ruido cardíaco (S1) puede corresponder con el cierre de las válvulas auriculoventriculares. El segundo ruido cardíaco (S2) puede corresponder con el cierre de las válvulas semilunares. Se ha descubierto que la alineación especificada, junto con el filtrado específico, contribuye a una cuantificación fiable de la insuficiencia cardíaca.

40

Además, determinar una medida puede comprender: determinar la intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal. La primera característica temporal puede corresponder a: la apertura de la válvula aórtica (AO) de un ciclo cardíaco, la sístole auricular (AS) de un ciclo cardíaco, la contracción isométrica (IM) de un ciclo cardíaco, o el evento de rápida eyección o rápido vaciado ventricular (RE) de un ciclo cardíaco. Se ha encontrado que estas características son particularmente adecuadas para cuantificar la insuficiencia cardíaca. Una posible explicación es que la insuficiencia cardíaca provoca una contracción cardíaca más débil y, por tanto, influye en la intensidad de la señal.

45

50

El método según el primer aspecto puede comprender además: determinar una segunda característica temporal en el segmento medio filtrado, y en donde la determinación de una medida se basa además en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la segunda característica temporal y sobre la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal. Al tener dos o más características temporales, se pueden utilizar medidas adicionales, contribuyendo así a una tecnología mejorada para identificar la insuficiencia cardíaca.

55

La medida puede basarse además en la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y en la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal. Determinar una medida puede comprender: determinar la diferencia entre la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal, en donde la medida se basa en la diferencia determinada. Alternativamente, determinar una medida puede comprender: determinar el intervalo de tiempo entre la primera característica temporal y la segunda característica temporal, en donde la medida se basa en el intervalo de tiempo determinado.

60

65

Alternativa o adicionalmente, la medida puede basarse en la intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal y en la intensidad o amplitud de la señal de la segunda característica temporal. La intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal puede normalizarse mediante la

intensidad o amplitud de la señal de la segunda característica temporal. La determinación de una medida puede comprender: determinar la diferencia o relación entre la intensidad o amplitud de la señal de la primera característica temporal y la intensidad o amplitud de la señal de la segunda característica temporal, en donde la medida se basa en la diferencia o relación determinada.

5

La primera característica temporal puede corresponder al cierre de la válvula mitral (MC) y la segunda característica temporal puede corresponder al evento de eyección ventricular rápida o de vaciado rápido (RE). Alternativamente, la primera característica temporal puede corresponder a la sístole auricular (AS) en el ciclo cardíaco y la segunda característica temporal puede corresponder al cierre de la válvula mitral (MC) en el ciclo cardíaco. Alternativamente, la primera característica temporal puede corresponder al cierre de la válvula aórtica (AC) y la segunda característica temporal puede corresponder a la apertura de la válvula mitral (MO). Alternativamente, la primera característica temporal puede corresponder a la apertura de la válvula aórtica (AO) y la segunda característica temporal puede corresponder al cierre de la válvula aórtica (AC). Alternativamente, la primera característica temporal puede corresponder al cierre de la válvula mitral (MC) y la segunda característica temporal puede corresponder a la apertura de la válvula aórtica (AO). Se ha encontrado que estas características son particularmente adecuadas para cuantificar la insuficiencia cardíaca. Una posible explicación es que la insuficiencia cardíaca provoca una contracción cardíaca más lenta y, por tanto, influye en el momento del ciclo cardíaco.

10

15

20

25

El método según el primer aspecto puede comprender además: determinar una tercera característica temporal en el segmento medio filtrado, y en donde la determinación de una medida se basa además en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la tercera característica temporal y sobre la ubicación en el tiempo de la tercera característica temporal. Determinar una medida puede comprender: determinar una primera diferencia entre la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal, en donde la medida se basa en la primera diferencia y la intensidad de la señal, o amplitud, de la tercera característica temporal. La primera, segunda y tercera característica temporal puede corresponder al cierre de la válvula mitral (MC), al cierre de la válvula aórtica (AC) y al evento de vaciado rápido (RE), respectivamente.

30

35

El método según el primer aspecto puede comprender además: determinar una cuarta característica temporal en el segmento medio filtrado y en donde la determinación de una medida se basa además en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la cuarta característica temporal y sobre la ubicación en el tiempo de la cuarta característica temporal. Determinar una medida puede comprender: determinar una segunda diferencia entre la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal y la ubicación en el tiempo de la cuarta característica temporal, en donde la medida se basa además en la segunda diferencia. La cuarta característica temporal puede corresponder a la apertura de la válvula aórtica (AO).

40

El método según el primer aspecto puede comprender además: determinar una quinta característica temporal en el segmento medio filtrado y en donde la determinación de una medida se basa además en al menos una de la intensidad o amplitud de la señal de la quinta característica temporal y sobre la ubicación en el tiempo de la quinta característica temporal. Determinar una medida puede comprender: determinar una tercera diferencia entre la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la quinta característica temporal, en donde la medida se basa además en la tercera diferencia. La quinta característica temporal puede corresponder a la sístole auricular (AS).

45

El método, o la determinación de la primera característica temporal, puede comprender además: determinar un primer momento en el segmento medio correspondiente al inicio de un ruido cardíaco. La determinación de la primera característica temporal puede comprender además: determinar la primera característica temporal con respecto al primer momento. De manera similar, determinar la segunda característica temporal puede comprender además: determinar la segunda característica temporal con respecto al primer momento. El ruido cardíaco puede ser el primer ruido cardíaco (S1) o el segundo ruido cardíaco (S2). Como se mencionó anteriormente, el primer ruido cardíaco (S1) puede corresponder al cierre de las válvulas auriculoventriculares y el segundo ruido cardíaco (S2) puede corresponder al cierre de las válvulas semilunares.

50

55

Si el ruido cardíaco es el primer ruido cardíaco (S1), determinar una primera característica temporal puede comprender: determinar los primeros mínimos locales (IM) posteriores al primer momento y asignar los primeros mínimos locales para representar el movimiento isovolumétrico (IM) y/o determinar la desviación negativa máxima (MC) antes de los primeros mínimos locales (IM) posteriores al primer momento, y asignar la desviación negativa máxima para representar el cierre de la válvula mitral (MC). Alternativa o adicionalmente, determinar una primera característica temporal puede comprender: determinar los máximos globales posteriores al primer momento, y asignar los máximos globales para representar la apertura de la válvula aórtica (AO), y/o determinar los máximos globales (RE) posteriores. a los mínimos globales (IC) posteriores a los máximos globales (AO) posteriores al primer momento, y asignando los máximos globales (RE) posteriores a los mínimos globales para representar el evento de eyección ventricular rápida o de vaciado rápido (RE). Aquí, un extremo global en un lado de un evento solo se refiere a los extremos locales en el mismo lado del evento. Se ha descubierto que estas definiciones son ventajosas para determinar una indicación de

60

65

insuficiencia cardíaca.

La frecuencia de corte inferior del filtro de paso de banda puede estar por debajo de 0,5 Hz, 0,2 Hz o aproximadamente 0,1 Hz. La frecuencia de corte superior puede estar en el rango de 150-250 Hz, 175-225 Hz o aproximadamente 200 Hz, o en uno de los rangos 100-150 Hz, 150-200 Hz y 200-250 Hz. Según la invención, la frecuencia de corte superior está en el rango de 100-250 Hz. Se ha encontrado que estas frecuencias para proporcionar la señal SCG dan resultados fiables.

El método puede comprender además: determinar una frecuencia cardíaca del corazón que late. De manera similar, el procesador puede configurarse para: determinar una frecuencia cardíaca del corazón que late, y el producto de programa informático puede comprender instrucciones de código de programa configuradas para, cuando las ejecuta el procesador del sistema, hacer que el procesador: determine una frecuencia cardíaca del corazón que late. La frecuencia cardíaca se puede determinar en función de la señal registrada con el acelerómetro. La frecuencia cardíaca puede indicar el número de contracciones del corazón por minuto u otro período de tiempo adecuado.

La determinación de la medida puede basarse además en la frecuencia cardíaca. Por ejemplo, determinar la medida puede comprender: determinar la diferencia entre la ubicación en el tiempo de una primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de una segunda característica temporal y dividir la diferencia con la frecuencia cardíaca. Se contempla que al tener en cuenta la frecuencia cardíaca, la medida se puede determinar con mayor precisión para personas que tienen una frecuencia cardíaca elevada en reposo y para personas que están activas o haciendo ejercicio cuando la señal se registra con el acelerómetro.

El sistema de los aspectos anteriores puede comprender: (C) una memoria no transitoria que almacena instrucciones de código de programa que, cuando son ejecutadas por el procesador, configuran el procesador para realizar las etapas descritas y/o tienen las funciones descritas.

El sistema puede comprender un teléfono inteligente. El procesador y/o la memoria no transitoria pueden ser partes integrales del teléfono inteligente. Además, el acelerómetro puede ser una parte integral del teléfono inteligente. El sistema también puede comprender una carcasa o soporte para soportar el teléfono inteligente, y la carcasa o soporte puede comprender un parche adhesivo configurado para fijar la carcasa o soporte a la piel de la persona. Alternativamente a que el acelerómetro sea una parte integral del teléfono inteligente, el acelerómetro puede formar parte de una unidad auxiliar configurada para comunicarse con el teléfono inteligente por cable o de forma inalámbrica, como una banda que se puede sujetar alrededor del pecho de una persona.

El procesador está configurado además para: operar el acelerómetro para registrar una señal, por ejemplo, con el acelerómetro colocado en el pecho de una persona, en donde la señal se registra durante un período de tiempo que cubre una pluralidad de ciclos cardíacos de la persona. El procesador está configurado además para: dividir la señal registrada en una pluralidad de segmentos para obtener la pluralidad de segmentos de una señal, en donde cada segmento cubre un único ciclo cardíaco.

Según un aspecto de la invención, el sistema de los aspectos anteriores comprende (D) un micrófono configurado para colocarse en el pecho de la persona para medir los ruidos generados por los latidos del corazón, en el que el procesador está además operativamente conectado al micrófono y configurado para: operar el acelerómetro para registrar una señal con el acelerómetro, por ejemplo colocado en el pecho de una persona; operar el micrófono para grabar una señal de audio con el micrófono colocado en el pecho de una persona simultáneamente a la señal que se graba con el acelerómetro; identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco; y dividir la señal grabada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados para obtener la pluralidad de segmentos.

Según otro aspecto de la invención, el procesador está configurado además para:

operar el acelerómetro para registrar una señal, por ejemplo con el acelerómetro colocado en el pecho de una persona; filtrar la señal para obtener una señal de audio; identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se refiere a un único ciclo cardíaco; y dividir la señal registrada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados para obtener la pluralidad de segmentos. El filtrado puede comprender un filtrado de paso alto que tiene una frecuencia de corte inferior en el intervalo de 40-60 Hz, o aproximadamente igual a 50 Hz.

Aquí, la pluralidad de ruidos cardíacos puede ser el primer ruido cardíaco (S1). Alternativamente, la pluralidad de ruidos cardíacos puede ser el segundo ruido cardíaco (S2).

El sistema puede comprender una carcasa o cubierta que soporta y encierra o cubre el procesador. La carcasa o cubierta puede además encerrar o cubrir al menos una parte o la totalidad del acelerómetro y/o encerrar o

cubrir al menos una parte o la totalidad del micrófono.

5 Proporcionar la información de salida puede comprender además: almacenar la pluralidad de segmentos, el segmento medio y/o la medida en la memoria no transitoria o en la memoria no transitoria auxiliar. La memoria auxiliar no transitoria puede formar parte de un sistema de servidor informático, que puede estar en una ubicación remota.

10 Proporcionar la información de salida puede comprender además: proporcionar una medida obtenida previamente y la información de salida puede basarse además en la medida obtenida previamente. La medida obtenida previamente puede almacenarse en la memoria no transitoria o en la memoria auxiliar no transitoria. La información de salida puede basarse en la diferencia entre la medida y la medida obtenida previamente. Por ejemplo, la información de salida puede ser la diferencia de amplitud entre un primer ruido cardíaco (S1) y un ruido cardíaco obtenido previamente.

15 Adicional o alternativamente, proporcionar la información de salida puede comprender además: proporcionar un segmento medio obtenido previamente y la información de salida puede basarse además en el segmento medio y el segmento medio obtenido previamente. El segmento medio obtenido previamente puede almacenarse en la memoria no transitoria o en la memoria auxiliar no transitoria. La información de salida puede comprender: un gráfico que superpone el segmento medio con el segmento medio obtenido
20 previamente. Más específicamente, la información de salida puede comprender: un gráfico que se superpone a una porción del segmento medio y la parte correspondiente del segmento medio obtenido previamente. Por ejemplo, la parte puede cubrir el primer ruido cardíaco (S1). El gráfico se puede mostrar en la pantalla del teléfono inteligente mencionado anteriormente.

25 La medida obtenida previamente o el segmento medio obtenido previamente se puede haber determinado de la misma manera que la medida o el segmento medio, o mediante las mismas etapas que se realizaron para determinar la medida o el segmento medio. La medida obtenida previamente o el segmento medio obtenido previamente puede haberse determinado en un momento anterior, tal como más de cinco días o diez días
30 antes de determinar la medida o el segmento medio.

Otras ventajas y características de los diferentes aspectos resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción del dibujo.

Breve descripción de los dibujos

35 Un entendimiento más completo de lo anteriormente mencionado y otras características y ventajas de la presente invención será evidente a partir de la siguiente descripción detallada de los dibujos, en donde:

40 La Fig. 1 es una ilustración esquemática de una realización de un sistema para cuantificar la función de un corazón que late.

La Fig. 2 es un diagrama de flujo que ilustra las etapas básicas de un método empleado en el sistema descrito en relación con la Fig. 1.

45 La Fig. 3 es un diagrama de flujo que ilustra las subetapas y etapas adicionales de un método basado en el método descrito en relación con la Fig. 2.

Las Figs. 4a y 4b muestran un segmento que ha sido filtrado mediante un filtro de paso de banda y mediante un filtro de paso alto, respectivamente.

50 La Fig. 5 es una ilustración esquemática de una realización de un sistema una realización alternativa para cuantificar la función de un corazón que late.

55 La Fig. 6 es una ilustración esquemática de subetapas alternativas empleadas en el sistema descrito en relación con la Fig. 5, y

Las Figs. 7a y b son ilustraciones esquemáticas de una realización alternativa de un sistema para cuantificar la función de un corazón que late.

60 Descripción detallada de los dibujos

65 La Fig. 1 ilustra esquemáticamente una realización de un sistema 12 para cuantificar la insuficiencia cardíaca. El sistema 12 tiene un acelerómetro 14 en forma de un elemento piezoeléctrico que se puede colocar en el pecho de una persona 18 y para medir las vibraciones de la pared torácica provocadas por los movimientos del corazón. Un procesador 20 está conectado con el acelerómetro 14. El procesador 20 tiene una memoria transitoria 22 que puede almacenar una señal recibida desde el acelerómetro 14, y mediante la cual puede

ejecutar instrucciones de código de programa. El sistema 12 tiene un soporte 26 que soporta el acelerómetro 14 y una carcasa 28 que aloja el procesador 20. El sistema 12 también tiene una memoria no transitoria 24 que almacena instrucciones de código de programa para el procesador 20. Por ejemplo, el sistema 12 en su conjunto puede ser parte integral de un teléfono inteligente, o todas las partes del acelerómetro 20 y el soporte 26 pueden formar parte de un teléfono inteligente. En una realización, el acelerómetro es un acelerómetro integrado de un teléfono inteligente.

En una realización del sistema 12, además tiene un indicador 25 conectado operativamente al procesador 20. El indicador 25 puede, por ejemplo, tener una pantalla LCD o similar, que puede mostrar información de salida del procesador 20, como un número.

Las instrucciones de código de programa en la memoria no transitoria 24 hacen que el procesador 20 realice el método que se muestra en la Fig. 2. El acelerómetro se coloca sobre el pecho de una persona y se registra una señal. Se obtiene entonces una pluralidad de segmentos 102, donde cada segmento corresponde a un latido o un ciclo cardíaco. A esto le sigue una alineación 108 y un filtrado 114. Aquí, se emplea un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior de aproximadamente 0,1 Hz y una frecuencia de corte superior de aproximadamente 200 Hz. A continuación se determina un segmento medio 118 a partir de la pluralidad de segmentos.

Con el segmento medio formado, se determina una característica temporal 120. La característica temporal a su vez se utiliza para determinar 122 una medida. A continuación se describen ejemplos de características y medidas temporales. Luego se proporciona 128 información de salida basándose en la medida determinada. En una realización, la información de salida es un número que se muestra en el indicador 25 antes mencionado.

Se muestran detalles adicionales del método en el diagrama de flujo de la Fig. 3. La etapa de obtención 102 de la pluralidad de segmentos incluye las subetapas de registrar 104 la señal con el acelerómetro y dividir 106 la señal registrada en la pluralidad de segmentos, por ejemplo mediante una técnica como se describe en US 8235912 B2 y US 8469896 B2 basándose en componentes audibles de la señal del acelerómetro. Los componentes audibles se obtienen filtrando la señal registrada.

En una realización alternativa no cubierta por la invención reivindicada, se adquiere una señal de electrocardiografía (ECG) simultáneamente a la señal del acelerómetro, y la señal de ECG se utiliza para la segmentación de esta última. Por ejemplo, se puede usar una segmentación como la descrita en Jensen et al. (Computing in Cardiology 2014; 41:29-32).

Al obtener 102 la pluralidad de segmentos, se puede utilizar un método similar al método descrito en Jensen et al. para eliminar segmentos ruidosos. Se aplica un filtro de paso alto con un corte inferior de 65 Hz a los segmentos y luego se determina el inicio del primer ruido cardíaco S1 mediante una técnica conocida. Se aplica un filtro de paso alto con un corte inferior de 50 Hz a los segmentos y luego se determina el inicio del segundo ruido cardíaco S2 mediante una técnica conocida. A continuación se alinean los segmentos según el segundo ruido cardíaco S2 determinado. En una realización alternativa, se utiliza en su lugar el primer ruido cardíaco.

El segmento medio se determina 116 sumando los segmentos alineados en un solo segmento y dividiendo la señal resultante por el número de segmentos en la suma.

La Fig. 4a muestra un segmento que ha sido sometido al filtrado de paso de banda descrito anteriormente. La abscisa representa una aceleración en g (ms^{-2}) y la ordenada el tiempo en milisegundos (ms). Aquí, g es proporcional al voltaje del acelerómetro 14. El punto cero de la ordenada corresponde al pico R en un segmento registrado simultáneamente de una señal de ECG. En la Fig. 4a se indican varias características temporales, que se describen con más detalle a continuación.

La Fig. 4b muestra un segmento que ha sido sometido a un filtro de paso alto con un corte inferior de 50 Hz, como se describió anteriormente. La abscisa representa la intensidad de la señal X (sin unidad) y la ordenada el tiempo en milisegundos (ms). Este último ha sido alineado por el segmento registrado simultáneamente de una señal de ECG de la misma manera que se describe en relación con la Fig. 4a. El inicio del primer ruido cardíaco (S1) y del segundo ruido cardíaco (S2) se indica en la Fig. 4b.

En las etapas de determinar 118 la primera característica temporal y determinar 120 la segunda característica temporal 120 en el segmento medio, se identifican las siguientes características temporales en el segmento medio: el cierre de la válvula mitral (MC), el movimiento isovolumétrico (MO), la apertura de la válvula aórtica (AO), la eyección rápida ventricular (RE), el cierre de la válvula aórtica (AC), la apertura de la válvula mitral (MO), el llenado rápido ventricular (RF) y la sístole auricular (AS).

Por ejemplo, con el primer momento determinado como el inicio del primer ruido cardíaco (S1), ver Fig. 4b, el movimiento isovolumétrico (IM) se determina como los primeros mínimos locales (IM) posteriores al primer momento, el cierre de la válvula mitral (MC) se determina como la desviación negativa máxima (MC) antes del

primer mínimo local (IM) posterior al primer momento, la apertura de la válvula aórtica (AO) se determina como los máximos globales posteriores al primer momento, y la eyección ventricular rápida (RE) se determina como los máximos globales (RE) posteriores a los mínimos globales (IC) posteriores a los máximos globales (AO) posteriores al primer momento. Por ejemplo, el primer momento puede determinarse mediante una tecnología similar a la tecnología descrita en el documento US 8235912 B2 y US 8469896 B2.

Una medida que se determina es la amplitud o intensidad de la señal de las características temporales mencionadas anteriormente. Por ejemplo, se pueden determinar las intensidades de la señal de las siguientes características temporales: la apertura de la válvula aórtica (AO), la sístole auricular (AS), la contracción isométrica (IM) y la eyección ventricular rápida (RE) de un ciclo cardíaco.

Otra medida que se determina se basa en las ubicaciones en el tiempo, o posiciones en la abscisa de la Fig. 4a, de una primera característica temporal y una segunda característica temporal. Luego, la medida se determina como la diferencia en el tiempo entre una primera característica temporal y una segunda característica temporal, en donde la medida se basa en la diferencia determinada. Se pueden determinar las siguientes medidas, la diferencia de tiempo entre el cierre de la válvula mitral (MC) y la eyección rápida ventricular (RE), la diferencia de tiempo entre la sístole auricular (AS) y el cierre de la válvula mitral (MC), la diferencia en el tiempo entre el cierre de la válvula aórtica (AC) y la apertura de la válvula mitral (MO), la diferencia de tiempo entre la apertura de la válvula aórtica (AO) y el cierre de la válvula aórtica (AC) y la diferencia de tiempo entre el cierre de la válvula mitral (MC) y la apertura de la válvula aórtica (AO).

Luego se proporciona 128 la salida en forma de valores que se muestran en una pantalla LCD del indicador 206, donde los valores representan las intensidades de señal determinadas y las diferencias en el tiempo en los ejemplos anteriores.

La Fig. 5 ilustra esquemáticamente una realización alternativa de un sistema para cuantificar la insuficiencia cardíaca. El sistema 12 es similar al sistema descrito en relación con la Fig. 1 y las características que tienen funciones iguales o relacionadas se les han asignado los mismos índices numéricos. Además, el sistema dispone de un micrófono 30 en forma de transductor que puede convertir el ruido en una señal eléctrica. El micrófono 30 está soportado por el soporte 26.

Las instrucciones de código de programa en la memoria no transitoria 24 corresponden a aquellas descritas en relación con las Figs. 2 y 3, pero con diferentes etapas para obtener 102 la pluralidad de segmentos, como se ilustra en la Fig. 6. Con el micrófono colocado en el pecho de la persona, las instrucciones del código de programa hacen además que el procesador 20 opere el micrófono 30 para registrar 130 una señal de audio con el micrófono 30 simultáneamente a la señal que se está registrando 104 con el acelerómetro 14. Luego se identifican 132 una pluralidad de segundos ruidos cardíacos (S2) en la señal de audio. Luego, la señal registrada se divide 134 en la pluralidad de segmentos basándose en la correlación temporal entre la señal y la señal audible, y la pluralidad identificada de segundos ruidos cardíacos (S2) en la señal audible para obtener la pluralidad de segmentos. La identificación de los segundos ruidos cardíacos (S2) y la segmentación se basan en las tecnologías descritas en el documento US 8235912 B2 y el documento US 8469896 B2.

La alineación posterior 108 también se basa en la pluralidad de segundos ruidos cardíacos (S2) determinados a partir de la señal de audio.

La Fig. 7a ilustra una realización alternativa del sistema 12 descrito en relación con la Fig. 1, con la única diferencia de que el soporte 26 forma parte de la carcasa 28 de manera que la carcasa 28 cubre al menos una parte del acelerómetro 14. En esta realización, la carcasa 28 está colocada sobre el pecho de una persona, lo que significa que el acelerómetro 14 también está colocado sobre el pecho de una persona.

De forma similar, la Fig. 7b ilustra una realización alternativa del sistema 12 descrito en relación con la Fig. 5, con la única diferencia de que el soporte 26 forma parte de la carcasa 28 de manera que la carcasa 28 cubre al menos una parte del acelerómetro 14 y el micrófono 30. En esta realización, la carcasa 28 está colocada sobre el pecho de una persona, lo que significa que el acelerómetro 14 y el micrófono 30 también están colocados sobre el pecho de una persona.

Prueba del concepto

Se desarrolló un acelerómetro piezoeléctrico ligero personalizado de 8 g para la adquisición de las señales SCG. El bajo peso proporciona una mejor señal y la miniaturización permite incorporar el acelerómetro en otro dispositivo. El acelerómetro se utilizó en un sistema como se describe anteriormente en relación con las Figs. 1-4.

Cabe señalar que el sistema identifica AO y MO y las medidas resultantes no son consistentes. Sin embargo, a pesar de esta desventaja, se utilizaron AO y MO, ya que tienen importancia diagnóstica.

El sistema se utilizó en un primer grupo de sujetos sanos y en un segundo grupo de sujetos con insuficiencia cardíaca (HF) sometidos a optimización de marcapasos. La mayoría de los sujetos con insuficiencia cardíaca padecían disfunción diastólica. Como es evidente a partir de la Tabla 1 a continuación, las amplitudes o intensidad de la señal y las diferencias en el tiempo o intervalos de tiempo de las características temporales proporcionan una discriminación clara entre los pacientes con insuficiencia cardíaca y los sujetos normales incluidos.

La Tabla 1 muestra los valores promedio y el rendimiento de clasificación de las medidas utilizando el área bajo la curva operativa de recepción (AUC). Las medidas se clasifican en rendimiento de clasificación decreciente.

Medida	Media de Sujetos normales (STD)	Media de Sujetos con HF (STD)	Clasificación AUC
Amplitudes:	[mg]	[mg]	
AO	21,9 (13,1)	3,0 (2,2)	98,0%
AS	5,4 (2,5)	1,5 (0,9)	97,1%
IM	-23,7 (14,1)	-3,5 (3,5)	95,0%
RE	7,3 (4,1)	2,6 (2,5)	86,1%
Intervalos de tiempo	[ms]	[ms]	
MC-RE	140,6 (26,2)	184,8 (27,8)	89,5%
AS-MC	65,6 (39,6)	137,9 (71,1)	83,4%
AC-MO	43,1 (13,3)	59,7 (24,8)	74,6%
AO-AC	296,6 (38,5)	311,7 (57,2)	63,2%
MC-AO	41,7 (19,7)	43,8 (31,8)	42,2%

Algunas de las medidas de la Tabla 1 se combinaron para mejorar aún más la clasificación. Esto se ejemplifica en las Tablas 2-4.

La Tabla 2 muestra la combinación de dos medidas o tres características temporales.

Amplitud	AUC
RE	86,1% (73,4-98,8%)
Intervalo de tiempo	
MC-AC	63,8% (47-80,6%)
Puntuación combinada	
RE + MC-AC	90,7% (80-100%)

La Tabla 3 muestra la combinación de tres medidas o cuatro características temporales.

Amplitud	AUC
RE	86,1% (73,4-98,8%)
Intervalos de tiempo	
AO-AC	63,2% (46,3-80%)
MC-AC	63,8% (47-80,6%)
Puntuación combinada	
RE + AO-AC + MC-AC	92,8% (83,2-100%)

La Tabla 4 muestra la combinación de cuatro medidas o cinco características temporales.

Amplitud	AUC
RE	86,1% (73,4-98,8%)
Intervalos de tiempo	
AO-AC	63,2% (46,3-80%)
MC-AC	63,8% (47-80,6%)
AS-MC	83,4% (69,8-97%)
Puntuación combinada	

Amplitud	AUC
RE + AO-AC + MC-AC + AS-MC	95,1% (87,1-100%)

Modificaciones factibles de la invención

5 La invención no se limita únicamente a las realizaciones descritas anteriormente en relación con los dibujos, que tienen principalmente un propósito ilustrativo y ejemplificativo. Esta solicitud de patente pretende cubrir todos los ajustes y variantes de las realizaciones preferidas descritas en el presente documento, por lo que la presente invención se define por la redacción de las reivindicaciones adjuntas.

10 Por lo tanto, el equipo puede modificarse de todo tipo de formas dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (12) para cuantificar la insuficiencia cardíaca, en donde el sistema (12) comprende:
- 5 (A) un acelerómetro (14) configurado para colocarse en el pecho de una persona (18) para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona (18) causadas por el movimiento del miocardio,
- (B) un procesador (20) conectado operativamente al acelerómetro (14) y configurado para:
- 10 - obtener (102) una pluralidad de segmentos de una señal registrada con el acelerómetro (14),
- alinear (108) la pluralidad de segmentos, filtrar la pluralidad de segmentos con un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior por debajo de 1 Hz y una frecuencia de corte superior en el rango de 100-250 Hz, y determinar un segmento medio basado en la pluralidad de segmentos,
- 15 - determinar (118) una primera característica temporal en el segmento medio,
- determinar (122) una medida basada en al menos uno del valor de la señal o amplitud de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal, y
- 20 - proporcionar (128) información de salida basada en la medida determinada,
- en donde el procesador (20) está configurado además para:
- 25 - accionar el acelerómetro (14) para registrar la señal,
- filtrar la señal para obtener una señal de audio,
- identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco, y
- 30 - dividir (106) la señal registrada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados para obtener la pluralidad de segmentos; o
- 35 en donde el sistema comprende además:
- (C) un micrófono (30) configurado para colocarse en el pecho de la persona (18) para medir los ruidos generados por el corazón que late, en donde el procesador (20) está además conectado operativamente al micrófono (30) y configurado para:
- 40 - operar el acelerómetro (14) para registrar (104) la señal con el acelerómetro (14),
- operar el micrófono (30) para registrar una señal de audio con el micrófono simultáneamente a la señal que se está registrando con el acelerómetro (14),
- 45 - identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco, y
- dividir (106) la señal registrada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados para obtener la pluralidad de segmentos.
- 50
2. El sistema según la reivindicación 1, en donde alinear (108) la pluralidad de segmentos comprende: determinar (110) el segundo ruido cardíaco (S2) en cada uno de la pluralidad de segmentos y alinear (112) la pluralidad de segmentos mediante el segundo ruido cardíaco (S2) determinado de cada segmento.
- 55
3. El sistema según la reivindicación 1 o 2, en donde la medida se basa en el valor de la señal o amplitud de la primera característica temporal.
- 60
4. El sistema según la reivindicación 3, en donde la primera característica temporal corresponde a:
- la apertura de la válvula aórtica (AO) de un ciclo cardíaco,
- la sístole auricular (AS) de un ciclo cardíaco,
- 65 - la contracción isométrica (IM) de un ciclo cardíaco, o

- el evento de la eyección ventricular rápida o de vaciado rápido (RE) de un ciclo cardíaco.

5. El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en donde el procesador (20) está configurado además para:

5

- determinar (120) una segunda característica temporal en el segmento medio, y en donde

determinar (122) una medida se basa además en al menos uno del valor de la señal o amplitud de la segunda característica temporal y en la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal.

10

6. El sistema según la reivindicación 5, en donde la medida se basa en la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y en la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal, y en donde determinar una medida (122) comprende: determinar (126) la diferencia entre la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la segunda característica temporal, y en donde la medida se basa en la diferencia determinada.

15

7. El sistema de acuerdo con la reivindicación 5 o 6, en donde:

- la primera característica temporal corresponde al cierre de la válvula mitral (MC) y la segunda característica temporal corresponde al evento de eyección ventricular rápida o de vaciado rápido (RE), o

20

- la primera característica temporal corresponde a la sístole auricular (AS) en el ciclo cardíaco y la segunda característica temporal corresponde al cierre de la válvula mitral (MC) en el ciclo cardíaco, o

- la primera característica temporal corresponde al cierre de la válvula aórtica (AC) y la segunda característica temporal corresponde a la apertura de la válvula mitral (MO), o

25

- la primera característica temporal corresponde a la apertura de la válvula aórtica (AO) y la segunda característica temporal corresponde al cierre de la válvula aórtica (AC), o

30

- la primera característica temporal corresponde al cierre de la válvula mitral (MC) y la segunda característica temporal corresponde a la apertura de la válvula aórtica (AO).

8. El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en donde el procesador (20) está configurado además para: determinar un primer momento en el segmento medio correspondiente al inicio de un ruido cardíaco (S1 o S2), y determinar una primera característica temporal y/o la segunda característica temporal comprende además: determinar la primera característica temporal y/o la segunda característica temporal con respecto al primer momento.

35

9. El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en donde la frecuencia de corte inferior está por debajo de 0,5 Hz, 0,2 Hz o aproximadamente 0,1 Hz.

40

10. El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1-9, en donde la frecuencia de corte superior está en el rango 175-225 Hz, o aproximadamente 200 Hz, o en uno de los rangos 100-150 Hz, 150-200 Hz, y 200-250 Hz.

45

11. Un producto de programa informático para ser utilizado en un sistema (12) para cuantificar la insuficiencia cardíaca que comprende: (A) un acelerómetro (14) para colocarse en el pecho de una persona (18) para medir aceleraciones y vibraciones de la pared torácica de la persona (18) provocado por el movimiento miocárdico, opcionalmente un micrófono (30) configurado para ser colocado en el pecho de la persona (18) para medir los ruidos generados por el corazón que late, y

50

(B) un procesador (20) conectado operativamente con el acelerómetro (14) y opcionalmente el micrófono (30), comprendiendo el producto de programa informático

55

instrucciones de código de programa configuradas para, cuando las ejecuta el procesador (20) del sistema (12), provocar que el procesador (20):

- obtener una señal con el acelerómetro (14) y formar una pluralidad de segmentos a partir de la señal, donde cada segmento cubre, o corresponde a, un ciclo cardíaco.

60

- registrar una pluralidad de segmentos de una señal con el acelerómetro (14),

- alinear la pluralidad de segmentos, filtrar la pluralidad de segmentos con un filtro de paso de banda que tiene una frecuencia de corte inferior por debajo de 1 Hz y una frecuencia de corte superior en el rango de 100-250 Hz, y determinar un segmento medio basado en la pluralidad de segmentos,

65

- determinar una primera característica temporal en el segmento medio,
- 5 - determinar una medida basada en al menos uno del valor de la señal o amplitud de la primera característica temporal y la ubicación en el tiempo de la primera característica temporal, y
- proporcionar información de salida basada en la medida determinada,
- 10 en donde el producto de programa informático comprende además instrucciones de código de programa configuradas para, cuando las ejecuta el procesador (20) del sistema (12), hacer que el procesador (20):
- accionar el acelerómetro (14) para registrar la señal,
- 15 - filtrar la señal para obtener una señal de audio,
- identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco, y
- 20 - dividir (106) la señal registrada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados para obtener la pluralidad de segmentos; o **en donde** el producto de programa informático comprende además instrucciones de código de programa configuradas para, cuando las ejecuta el procesador (20) del sistema (12), provocar que el procesador (20):
- operar el acelerómetro (14) para registrar (104) la señal con el acelerómetro (14),
- 25 - operar el micrófono (30) para registrar una señal de audio con el micrófono simultáneamente a la señal que se está registrando con el acelerómetro (14),
- identificar una pluralidad de ruidos cardíacos en la señal de audio, en donde cada ruido cardíaco se relaciona con un único ciclo cardíaco, y
- 30 - dividir (106) la señal registrada en la pluralidad de segmentos basándose en la pluralidad de ruidos cardíacos identificados para obtener la pluralidad de segmentos.
- 35 12. Una memoria no transitoria (24) en la que se almacena un producto de programa informático según la reivindicación 11.

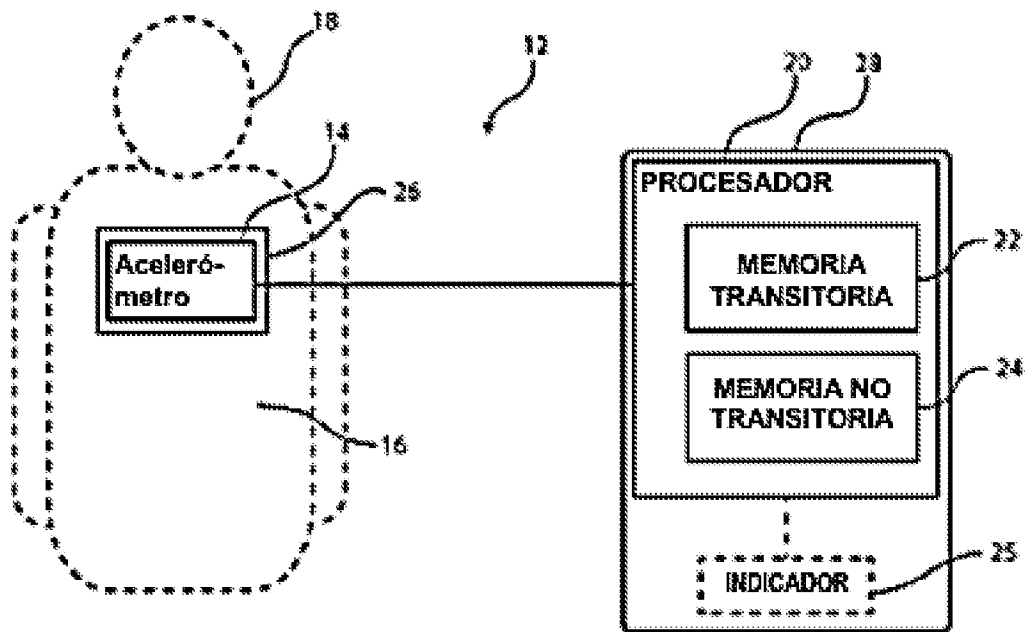


Fig. 1

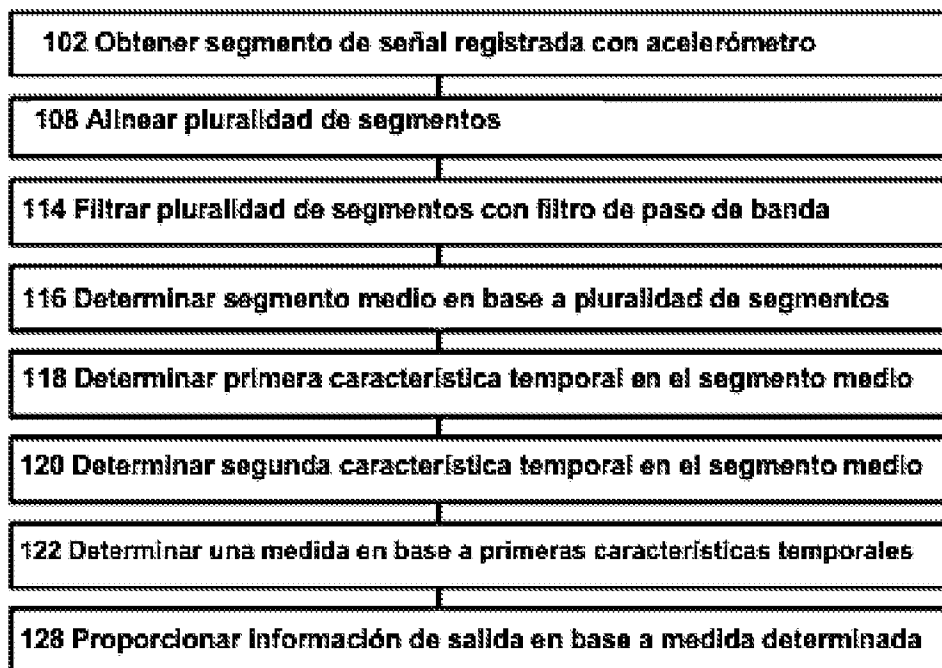


Fig. 2

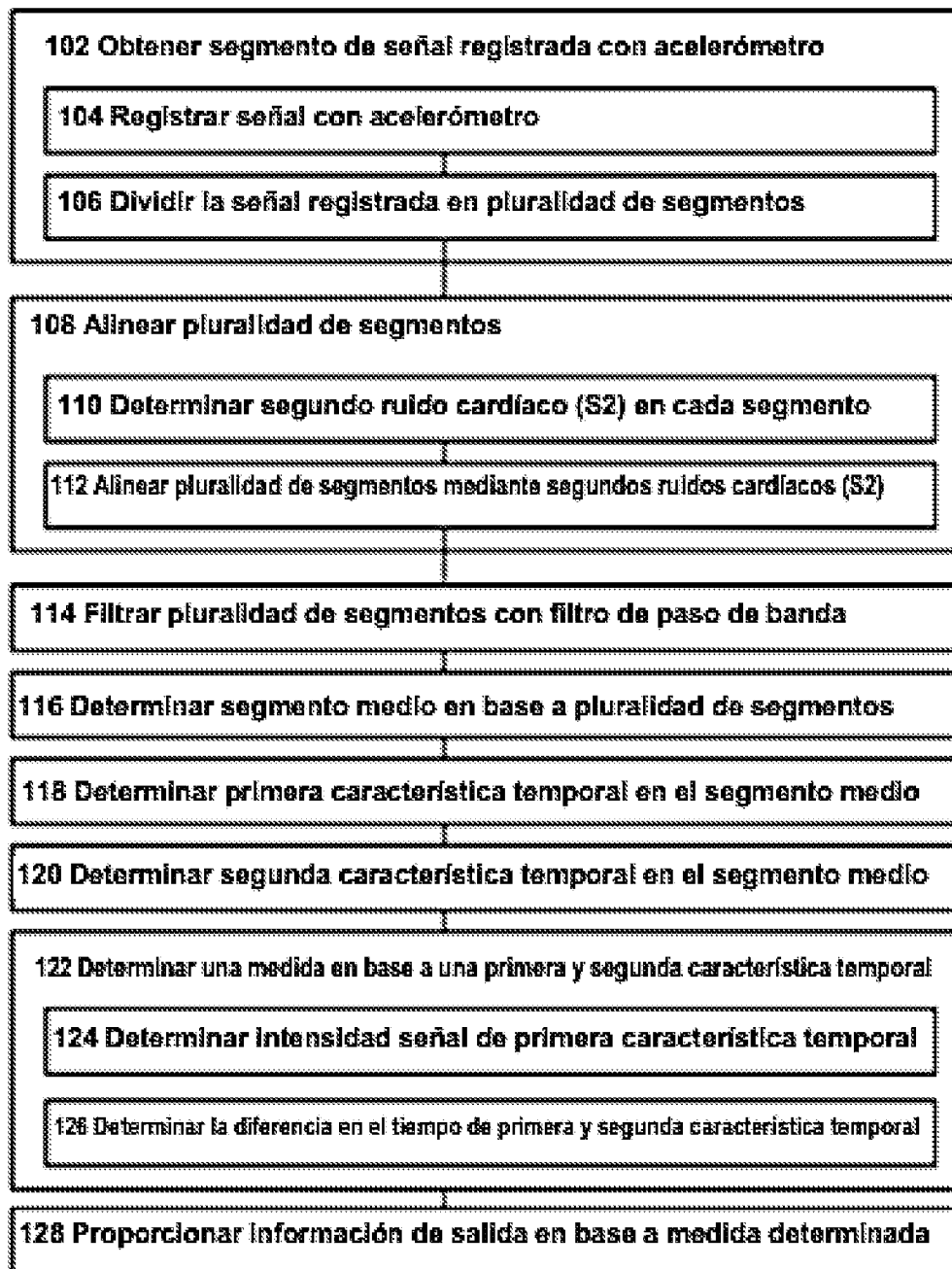
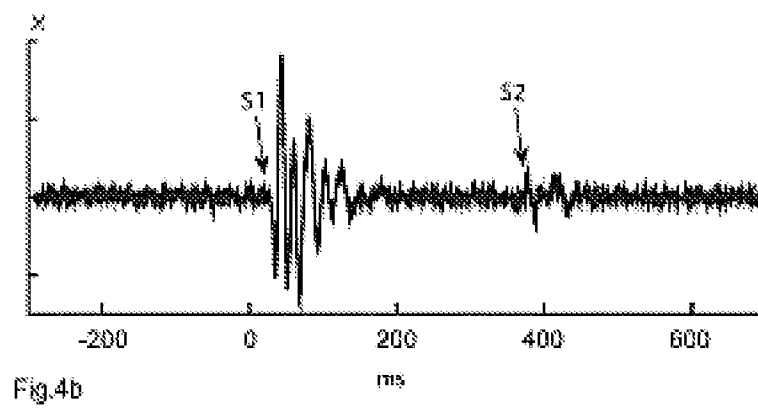
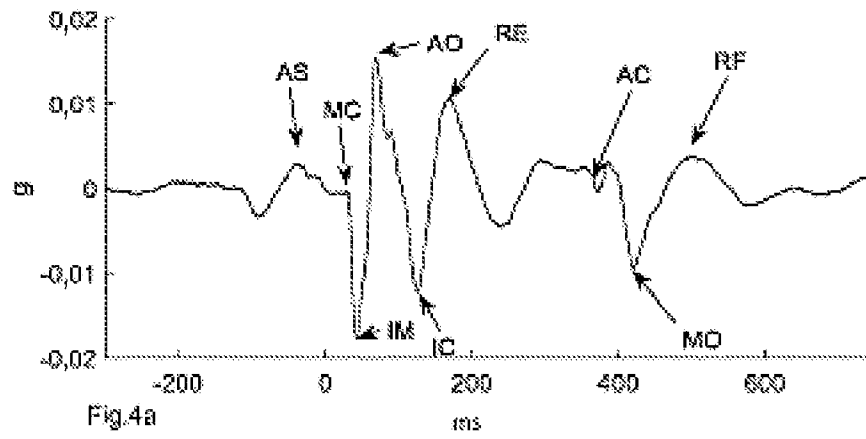
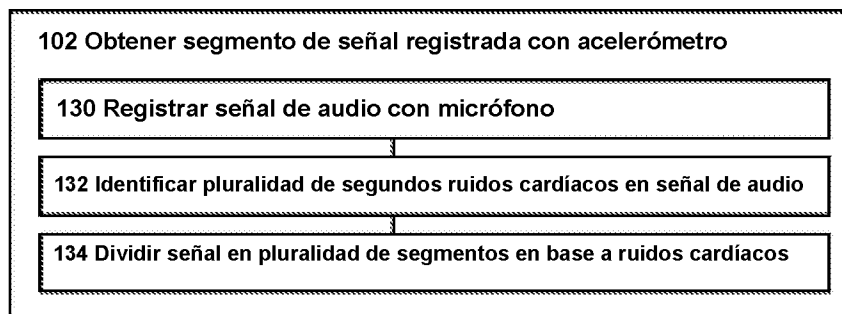
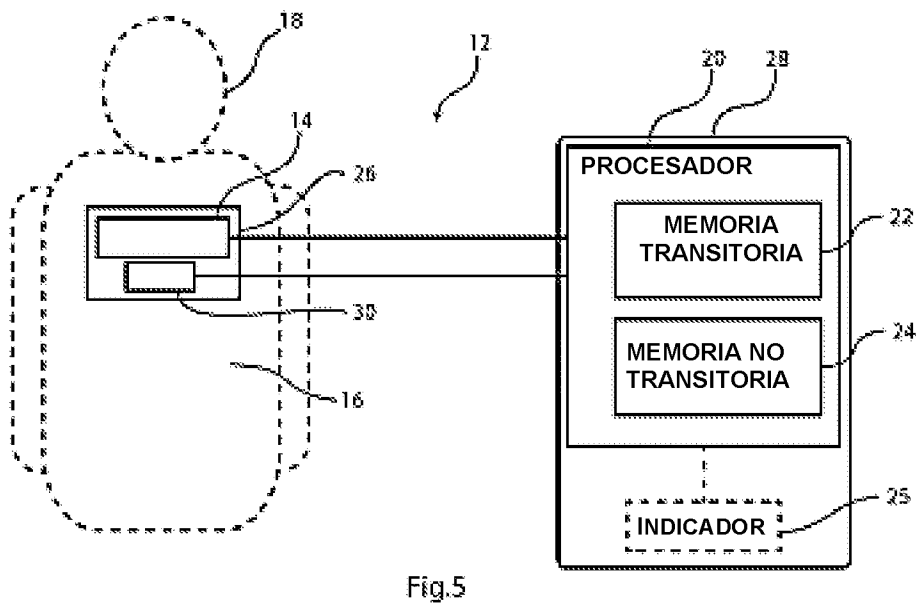


Fig.3





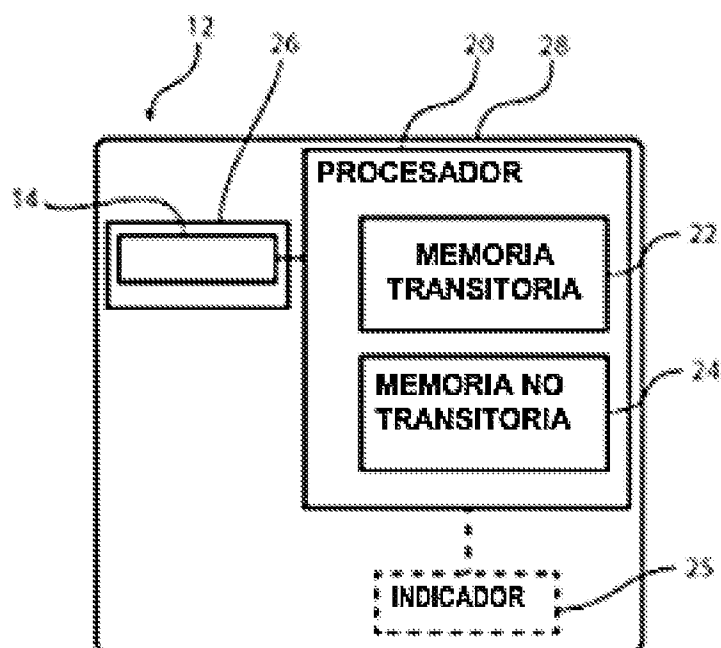


Fig.7a

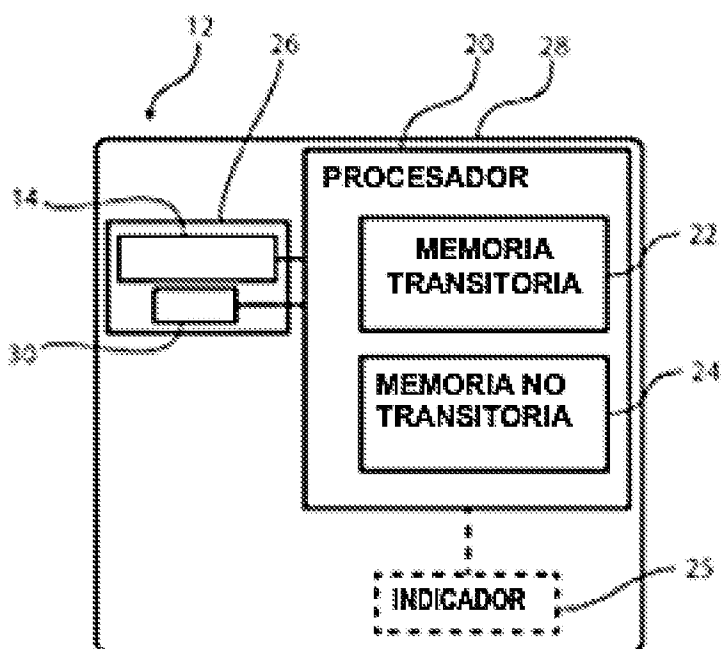


Fig.7b