

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 958 932**

51 Int. Cl.:
G16H 50/20 (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.09.2019 PCT/DE2019/100808**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **19.03.2020 WO20052713**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.09.2019 E 19789857 (0)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.07.2023 EP 3850640**

54 Título: **Procedimiento y equipo para la monitorización cardiaca**

30 Prioridad:

10.09.2018 DE 102018121974

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
16.02.2024

73 Titular/es:

**CARDISIO GMBH (100.0%)
The Squire 12
60549 Frankfurt, DE**

72 Inventor/es:

**BAUMEISTER, MEIK y
TENDERICH, GERO**

74 Agente/Representante:

VILLAMOR MUGUERZA, Jon

ES 2 958 932 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 equipo para la monitorización cardiaca

5 La invención se refiere a un procedimiento para la detección precoz de la existencia de una cardiopatía coronaria o de una arritmia cardiaca de un paciente que debe examinarse según el preámbulo de la reivindicación 1 y a un equipo de este tipo según el preámbulo de la reivindicación 10.

10 A las enfermedades más frecuentes de los pacientes pertenece la cardiopatía coronaria, abreviada como CC. La prevalencia existente a este respecto actualmente en Alemania (en hombres aproximadamente el 30%, en mujeres aproximadamente el 15%) demuestra una gran demanda de aparatos, con los que puedan detectarse rápidamente tales problemas y puedan suministrarse a las personas o los pacientes una terapia o un asesoramiento tempranos. Un gran campo adicional de los trastornos en el funcionamiento del corazón se refiere a la arritmia o las arritmias cardíacas. El corazón de una persona presenta un sistema de formación de excitación y de conducción complicado (sistema de excitación), que es el controlador de los movimientos cardíacos. Debido a la división del corazón en ventrículos y aurículas es necesario regular el flujo de sangre mediante contracciones musculares. En relación con la contracción rítmica del miocardio, el sistema de excitación está compuesto por células musculares especiales, que pueden despolarizarse y repolarizarse a sí mismas de manera espontánea. Con ello puede mantenerse un ritmo, que se genera en primera línea por el nodo sinoauricular. En el caso de un trastorno de este sistema de excitación se producen alteraciones de la potencia de bombeo del corazón y por consiguiente dificultades de abastecimiento. No todos los síntomas son potencialmente mortales, pero, en cuanto aparecen con frecuencia, pueden ser buenos indicadores de estados potencialmente mortales inminentes.

25 El estándar de referencia para la detección de una CC es la angiografía coronaria, sin embargo, con esto se abandona el campo de la detección precoz de la CC. A este respecto se introduce un catéter en el corazón, para realizar entre otros una medición de presión de la aorta. Además se usan agentes de contraste, que permiten la representación de las arterias coronarias del corazón. Correspondientemente, se trata de un método invasivo con los riesgos para la salud asociados con ello. Las alternativas a esto son una angiografía por medio de TC y TRM. En estas alternativas se usan igualmente agentes de contraste, con los riesgos para la salud asociados con ello. Estos procedimientos están asociados de manera desventajosa con una alta complejidad y grandes costes.

35 Medido con el estándar de oro del diagnóstico coronario de la angiografía coronaria con una especificidad y una sensibilidad del 100%, los procedimientos no invasivos tal como el ECG en reposo y la ecocardiografía en reposo muestran una sensibilidad y una especificidad claramente menores (de menos del 30% o del 70%). Solo en el caso de esfuerzo estas aumentan para ambos procedimientos, pero hacen necesaria en cada caso la presencia de un médico. Además, los resultados en el caso de la ecocardiografía de estrés dependen adicionalmente de examinadores. A este se añade que estos dos procedimientos requieren adicionalmente un periodo de tiempo de al menos 15-30 minutos. Otros procedimientos no invasivos tales como la cintigrafía de perfusión miocárdica (CPM), la tomografía computarizada coronaria (TCC) o la tomografía de resonancia magnética cardíaca (TRM) requieren una complejidad de aparatos así como de persona considerable, la presencia de un médico y representan además un factor de costes considerable.

45 Para un examen no invasivo de pacientes puede realizarse un examen de ECG. En este campo, los sistemas de software modernos ofrecen a un médico muchas herramientas para realizar al menos rápidamente una medición de pacientes. No obstante, la evaluación de un ECG depende de manera decisiva de la experiencia del médico que esté haciendo el tratamiento y con ello es insegura. Además, una sobrecarga de los médicos puede conducir a diagnósticos erróneos. Para solucionar esta problemática, en el campo del análisis de ECG se han establecido sistemas de medición automáticos. Sin embargo, estos sistemas automáticos se limitan a la medición de ECG y por consiguiente reproducen la experiencia o parámetros definidos (por ejemplo intervalo QT o elevación del ST) en el software. Por consiguiente, solo se ha eliminado la incertidumbre debido al factor humano.

55 Los parámetros de un ECG, sobre todo en reposo, son por regla general insuficientes para la detección de CC. Por este motivo se realiza con los pacientes un ECG de esfuerzo, para posibilitar con ello la detección precoz de una CC. Para ello es necesario que el paciente esté expuesto a un esfuerzo físico. Por consiguiente, tiene lugar una provocación de los síntomas, que podrían conducir al infarto de miocardio. Esto hace siempre necesaria la presencia de un médico durante una medición de este tipo. La desventaja de un modo de proceder de este tipo radica en los riesgos asociados con ello. Aparte del peligro para el paciente, no es posible realizar tales pruebas para todas las personas. Sobre todo en los grupos de riesgo (diabetes, sobrepeso, edad avanzada), las personas no siempre pueden alcanzar generalmente el esfuerzo necesario, debido a la falta de una forma física suficiente. Como alternativa existe el esfuerzo mediante medicamentos y entonces el examen por medio de ecocardiografía (ecocardiografía de esfuerzo) por medio de ultrasonidos. Sin embargo, la ecocardiografía es más bien adecuada para el examen de Trastornos del movimiento y tampoco ofrece la seguridad de una evaluación automática.

65 Con los aparatos de ECG disponibles actualmente no es posible detectar de manera temprana los síntomas de CC o de representárselos al médico de forma adecuada. Todos los aparatos conocidos hasta la fecha tienen en común que representan al mismo tiempo varias derivaciones, con en la mayoría de los casos de 3 a 12 canales.

5 El software para la representación permite por regla general la configuración de la vista, que le permite a un médico concentrarse en derivaciones individuales y evaluarlas correspondientemente a directrices conocidas. La sospecha de un infarto de miocardio inminente (el resultado de una CC sin tratar) surge entre otros en el caso de elevaciones del segmento ST $\geq 0,1$ mV en al menos dos derivaciones de extremidad y $\geq 0,2$ mV en dos derivaciones de pared torácica adyacentes. Sin embargo, la ausencia de esta elevación no significa que se descarte un infarto de miocardio, puesto que la parte predominante de los infartos de miocardio son infartos sin elevación (IMSEST).

10 Por el documento EP 86 429 B1 se conoce un procedimiento para la cardiogoniometría, que pertenece a la clase de los métodos cardiométricos de vector. Este procedimiento permite una determinación muy exacta del vector sumatorio que reproduce el campo eléctrico del corazón y lo representa en un sistema de coordenadas cartesianas, que está orientado en el eje longitudinal del corazón (en lugar de en el eje del cuerpo). A este respecto, para el diagnóstico de cardiopatías se usan los potenciales, que se alcanzan como máximo durante una despolarización y repolarización (bucle R y T) del miocardio, así como las direcciones de los dos vectores distinguidos en cuanto al potencial y el ángulo sólido entre los dos vectores distinguidos. Esto significa que para fines de diagnóstico se parametrizan con respecto a la magnitud vectores distinguidos y por separado de esto sus direcciones y componentes individuales en coordenadas cartesianas, coordenadas esféricas y coordenadas cilíndricas.

20 Los puntos de derivación de la cardiogoniometría según el documento EP 86 429 B1, entre los que se miden diferencias de potencial, son:

- E1 correspondiente al punto para la tensión V4 (según Wilson),
- 25 - E2 sagital con respecto a E1 y correspondiente al punto para la tensión V8 (según Wilson),
- E3 vertical con respecto al tramo E1 -E2, por encima de E1 a una distancia de 0,7 veces la distancia entre E1 y E2,
- 30 - E4 horizontal con respecto a E3 hacia el lado derecho del paciente a una distancia de 0,7 veces la distancia entre E1 y E2.

35 Una suma de vectores de las diferencias de potencial medidas da como resultado un vector espacial V o proyecciones del vector espacial V sobre un eje x, y y z, encontrándose el eje x en paralelo al tramo E1-E2, y el eje y en paralelo al tramo E1-E4 y el eje z en perpendicular en el plano abarcado por E1, E2 y E4 (plano sagital oblicuo).

40 La acción cardiaca eléctrica genera un campo eléctrico que varía a lo largo del tiempo. El vector espacial V determinado según el documento EP 86 429 B1 es una aproximación al vector sumatorio espacial real de este campo. A este respecto, la dirección del vector espacial corresponde a la dirección de campo y la longitud (magnitud o potencial) del vector espacial a la intensidad de campo. Las tres tensiones X, Y y Z [mV] representan los vectores parciales o componentes del vector espacial V en un sistema coordenadas cartesianas tridimensional, preferiblemente el vector espacial determinado según el método cardiogoniométrico en el sistema de coordenadas mencionado anteriormente. El potencial se calcula como raíz cuadrada de $(X^2+Y^2+Z^2)$.

45 Por el documento WO 99/36860 se conoce que la evolución temporal de la magnitud del vector espacial V se divide mediante la determinación de máximos y mínimos (puntos cero en la evolución del cociente diferencial) en las regiones R+, R-, ST, T+ y T-. En estas regiones se suman las magnitudes vectoriales registradas periódicamente y los valores integrales determinadas de esta manera se usan adicionalmente para fines de diagnóstico. Por consiguiente se parametrizan en bucle sumas de magnitudes vectoriales.

50 Por lo demás, por el documento WO 03/057031 A1 se conoce un procedimiento para la generación de parámetros cardiométricos, que pueden usarse en particular para fines de diagnóstico en el examen del corazón humano. Un procedimiento de este tipo se denomina en el documento WO 03/057031 A1 "cardiometría vectorial" y sirve para la generación de parámetros cardiométricos a partir de un vector, que reproduce el campo eléctrico del corazón y que se determina por ejemplo según métodos cardiométricos vectoriales conocidos. El vector espacial se representa partiendo de un origen de coordenadas, parametrizándose una trayectoria espacial descrita por la punta del vector y/o una velocidad espacial de la punta del vector que se mueve a lo largo de la trayectoria en el espacio virtual con respecto al origen de coordenadas. Los parámetros generados a este respecto o dichas desviaciones son adecuados en particular para el diagnóstico de cardiopatías o trastornos cardiacos.

60 Los procedimientos explicados anteriormente para la determinación y la representación de un vector espacial relativo al corazón según la cardiogoniometría en particular según el documento EP 86 429 B1 están sujetos a la desventaja de que deben colocarse electrodos o sensores en el cuerpo humano en coincidencia exacta con los cuatro puntos de derivación E1-E4, en los que se miden diferencias de potencial. Una posición incorrecta de un

electrodo en particular en el punto de derivación E1 conduce a un falseamiento de los valores de medición, de modo que el análisis obtenido a partir de los mismos es inservible y con ello no es posible un diagnóstico fiable para un corazón examinado.

5 Una desventaja adicional en las tecnologías de las publicaciones mencionadas anteriormente con respecto al estado de la técnica consiste en que a este respecto no está previsto un análisis automático con respecto a las señales tridimensionales obtenidas de un paciente.

10 Correspondientemente, la invención se basa en el objetivo de crear una tecnología en el campo del examen no invasivo del corazón, con la que en menos tiempo sea posible un examen mejorado de pacientes y en particular también en posibles análisis automáticos.

15 El objetivo anterior se alcanza mediante un respectivo procedimiento con las características indicadas en la reivindicación 1, la reivindicación 14 y la reivindicación 15, y mediante un equipo con las características de la reivindicación 10. Perfeccionamientos ventajosos de la invención se definen en las reivindicaciones dependientes.

20 Un procedimiento según la presente invención sirve para la detección precoz de la existencia de una cardiopatía coronaria (CC) y/o de una arritmia cardiaca (AC) y/o de una insuficiencia valvular cardiaca de un paciente que debe examinarse, y comprende las etapas de:

(i) captar de manera no invasiva señales de ECG en el corazón del paciente en su estado de reposo,

25 (ii) procesar mediante técnica de filtro las señales de ECG captadas,

(iii) pasar las señales de ECG filtradas a magnitudes medidas ortogonalizadas en base a la cardiografía vectorial, y

30 (iv) introducir las magnitudes medidas ortogonalizadas en un sistema basado en inteligencia artificial (IA), en el que estas experimentan una ponderación, que se fijó a través de datos de hallazgo conocidos de pacientes comparativos a través de un entrenamiento de una red neuronal. Los datos de hallazgo ortogonalizados se reproducen en un valor entre -1 y 1 y permiten un diagnóstico del paciente.

35 De la misma manera, la invención prevé también un equipo para la detección precoz de la existencia de una CC y/o de una AC y/o de una insuficiencia valvular cardiaca de un paciente que debe examinarse, que comprende una pluralidad de sensores, que pueden situarse en el cuerpo del paciente que debe examinarse en puntos de derivación predeterminados, para captar con ello señales de ECG de manera no invasiva en el corazón del paciente preferiblemente en su estado de reposo, al menos un filtro, con el que pueden filtrarse las señales de ECG captadas, un equipo de evaluación, con el que pueden pasarse las señales de ECG filtradas en base a la cardiografía vectorial a magnitudes medidas ortogonalizadas, y un sistema basado en inteligencia artificial (IA), que se ha entrado con datos de hallazgo de pacientes comparativos, introduciéndose las magnitudes medidas ortogonalizadas en el sistema de IA y reproduciéndose funcionalmente de manera correspondiente a la ponderación de la red neuronal en valores entre -1 y 1, para crear con ello un diagnóstico para el paciente examinado.

45 Como ya se ha explicado anteriormente, en este punto se indica por separado una vez más que dicho procedimiento y el equipo según la presente invención son adecuados también para la detección precoz de la existencia de una insuficiencia valvular cardiaca de un paciente. A este respecto se entiende que entonces los datos de hallazgo de los pacientes comparativos están adaptados a ello dentro del sistema de IA.

50 La base teórica para el principio de análisis según la presente invención la forma la denominada "cardiografía vectorial", que realiza una contribución destacable en el campo del diagnóstico de isquemia cardiaca como método no invasivo.

55 La invención según el procedimiento mencionado anteriormente y el equipo mencionado anteriormente se basa en el conocimiento esencial de que la representación de las propiedades electrofisiológicas del corazón en comparación con la representación complicada del ECG convencional usado a menudo con sus hasta 12 derivaciones se simplifica porque las señales de ECG filtradas en base a la cardiografía vectorial se pasan en primer lugar a magnitudes medidas ortogonalizadas. A este respecto, los potenciales cardiacos se miden en un sistema ortogonal y se suman vectorialmente. En el caso de una medición y localización tridimensionales de este tipo del potencial cardiaco pueden crearse o tenerse en cuenta un gran número de nuevos parámetros, lo que permite entre otros la detección de la isquemia miocárdica.

65 Una ventaja sustancial de la invención consiste en que con ella se realiza o es posible un análisis automático usando señales tridimensionales. De este modo no solo se garantiza una base de análisis profunda, sino también es posible un procesamiento gráfico de las propiedades electrofisiológicas del corazón. Con ello, en comparación

con las mediciones de ECG utilizadas hasta la fecha y las hasta 12 derivaciones usadas a ese respecto (= 12 dimensiones), se simplifica enormemente la representación de lo contrario complicada y se visualiza de una manera intuitiva, con lo que aparecen menos errores en el análisis y la evaluación con la presente invención.

5 Convenientemente, la medición o la captación no invasiva de señales de ECG en el corazón del paciente tiene lugar en su estado de reposo (es decir sin esfuerzo físico) usando cuatro electrodos de superficie. Esto significa que las señales de ECG se captan en total en cuatro puntos de derivación en el cuerpo del paciente cerca del corazón. Para esta medición pueden estar previstas las siguientes formas de representación:

- 10 - proyecciones ortogonales analógicas X, Y, Z para el control de la calidad técnica de la medición;
- potencial, medido en los diferentes periodos de tiempo del ciclo cardiaco;
- 15 - bucles en 2D y 3D, para la localización del potencial en el corazón,
- vectores máximos de la despolarización auricular y ventricular y de la repolarización ventricular.

20 Un aspecto central para la presente invención consiste en que las magnitudes medidas ortogonalizadas se introducen en un sistema basado en inteligencia artificial (IA), preferiblemente en forma de una red neuronal o de una pluralidad de redes neuronales de este tipo, habiéndose entrenado este sistema de IA (o red neuronal) con hallazgos ya conocidos y estando almacenados en este sentido estos datos de hallazgo de pacientes comparativos en el sistema de IA. Mediante una reproducción funcional de las magnitudes medidas ortogonalizadas introducidas a través de una red neuronal en valores entre -1 y 1 se crea un diagnóstico para el paciente examinado, habiéndose entrenado este sistema de IA con ayuda de datos de hallazgo de pacientes comparativos, que pondera características típicas de las magnitudes medidas de manera correspondiente a su relevancia para el estado de salud.

25 Con respecto a los datos de hallazgo conocidos de pacientes comparativos, en los que se basa el sistema de IA o la red neuronal, se destaca especialmente que para estos pacientes comparativos hay un conocimiento inequívoco con respecto a su estado de salud ("sano" o "enfermo"). Esta información puede haberse obtenido por ejemplo por medio de una angiografía coronaria, que proporciona un diagnóstico inequívoco para los pacientes comparativos ("sano" o "enfermo"), o existir de otras fuentes. En base a la misma tiene lugar una clasificación y un agrupamiento de los datos de hallazgo (diagnóstico como "sano" o "enfermo").

30 En un perfeccionamiento ventajoso de la invención se consideran las derivaciones entre los respectivos cuatro puntos de derivación, en los que se captan las señales de ECG, tanto en coordenadas cartesianas como en coordenadas esféricas y cilíndricas. Una transformación de este tipo a coordenadas esféricas posibilita la determinación de los puntos de tiempo reales de los puntos extremos fisiológicos (es decir el punto exacto del pico R o de la onda T) durante un latido del corazón.

35 En un perfeccionamiento ventajoso del procedimiento según la invención se entrena el sistema de IA o la red neuronal antes de la etapa (iv). Esto significa que el sistema de IA o la red neuronal se entrenan o se optimizan mediante la introducción de valores de aprendizaje específicos, pudiendo encontrarse el número de estos valores de aprendizaje específicos aproximadamente entre 10 y 30, y ascendiendo por ejemplo a 20, siendo en cualquier caso claramente menor de 100. En este contexto debe destacarse que un entrenamiento de este tipo por medio de dichos valores de aprendizaje específicos no se realiza durante el verdadero diagnóstico, sino por adelantado, para que puedan emplearse los datos disponibles en el conjunto de entrenamiento.

40 En relación con la realización del procedimiento y/o la utilización del equipo según la presente invención se indica que prácticamente cada persona examinada o cada usuario, para la/el que existe un conocimiento/una información inequívocos con respecto al estado de salud ("sano" o "enfermo", por ejemplo con ayuda de la angiografía coronaria), alimenta el sistema de IA o la red neuronal con "nuevos" parámetros de salud. Los datos de medición nuevos ayudan a optimizar adicionalmente las ponderaciones de la red neuronal, de modo que con datos crecientes puede tener lugar una clasificación cada vez menor entre enfermo y sano. Las ponderaciones características entre las neuronas en el sistema de IA se adaptan con cada nuevo paciente a partir del conjunto de entrenamiento, de modo que se minimizan los errores de diagnósticos anteriores.

45 Por consiguiente, el sistema de IA o la red neuronal sigue aprendiendo con cada información y se optimiza a sí mismo de ese modo permanentemente, en el caso de que antes del verdadero diagnóstico de un paciente se realice previamente un entrenamiento del sistema de IA, concretamente en base a los datos de personas, de los que se conoce inequívocamente el estado de salud. A este respecto, como resultado se compara el diagnóstico de un individuo con los diagnósticos de innumerables informaciones de sensor/usuarios (también históricamente). Por consiguiente, la exactitud y con ello la pertinencia de los resultados de medición se optimizan permanentemente - en el modo de entrenamiento - y mejoran con cada medición individual, concretamente con respecto a una persona, cuyo estado de salud se conoce. A este respecto se indica especialmente que en el caso del sistema de IA o de una red neuronal no se trata de un sistema o una red

individual, sino de un número siempre creciente de tales sistemas o redes. Correspondientemente, la invención prevé la incorporación de una pluralidad de tales sistemas de IA o redes neuronales, por ejemplo en forma de una red neuronal grande extensa, que se basa en un número constantemente creciente de redes neuronales.

5 El aspecto mencionado anteriormente del entrenamiento por medio de valores de aprendizaje específicos es aplicable también al equipo según la invención. Esto significa que su sistema de IA o red neuronal está entrenado de la manera explicada mediante la introducción de valores de aprendizaje específicos, antes de que entonces tenga lugar en la práctica el examen de un paciente y un diagnóstico a continuación en base a los valores de medición determinados.

10 El entrenamiento del sistema de IA o de una red neuronal mediante la introducción de dichos valores de aprendizaje específicos tiene lugar basándose en que a este respecto se captan o se procesan señales de ECG de pacientes, con respecto a los que existe un conocimiento/una información inequívocos con respecto al estado de salud ("sano" o "enfermo", por ejemplo con ayuda de la angiografía coronaria). Detalles adicionales con respecto a la realización de un entrenamiento de este tipo se explican a continuación todavía por separado en relación con una forma de realización asociada de la invención.

15 La presente invención prevé también un procedimiento para la determinación y la representación de un vector espacial relativo al corazón, que representa el vector del campo eléctrico, que se forma mediante la actividad del corazón.

20 A este respecto se detectan valores de medición del corazón en el cuerpo en un primer punto de derivación, en un segundo punto de derivación, en un tercer punto de derivación y en un cuarto punto de derivación, midiéndose diferencias de potencial en forma de una derivación anterior entre el primer punto de derivación y el cuarto punto de derivación, de una derivación dorsal entre el segundo punto de derivación y el cuarto punto de derivación, de una derivación horizontal entre el tercer punto de derivación y el cuarto punto de derivación, de una derivación vertical entre el primer punto de derivación y el tercer punto de derivación, y de una derivación inferior entre el primer punto de derivación y el segundo punto de derivación. Se forma un sistema ortogonal con las relaciones:

25

$$x = D \cos 45^\circ - I$$

$$y = D \sin 45^\circ + A$$

30

$$z = (V - H) \sin 45^\circ$$

35

y se reproducen los valores de medición y el vector espacial determinado a partir de los mismos en este sistema ortogonal (x, y, z). A continuación de esto se pasa en este procedimiento por las siguientes etapas:

40 (a) realizar una medición en un paciente usando los puntos de derivación primero a cuarto en el cuerpo del paciente, para obtener con ello un cardiograma para ese paciente,

(b) extraer las amplitudes de la onda R del cardiograma de la etapa (a) para cada latido del corazón en la dirección x, y y z,

45 (c) determinar los valores medios μ_x , μ_y , μ_z y las desviaciones estándar σ_x , σ_y , σ_z de las amplitudes detectadas en cada caso en milivoltios del cardiograma según la etapa (b), formándose con estos valores medios μ_x , μ_y , μ_z y las desviaciones estándar σ_x , σ_y , σ_z entonces un vector de cálculo,

50 (d) formar una matriz de coeficientes, que se ha obtenido en base a una transformación de ejes principales para mediciones en pacientes comparativos con diferentes esquemas de aplicación,

(e) multiplicar el vector de cálculo de la etapa (c) con la matriz de coeficientes de la etapa (d), para la formación de un vector de resultado con en total seis ejes principales,

55 (f) extraer el primer eje principal y el segundo eje principal del vector de resultado de la etapa (e), para la formación de un punto de referencia en el espacio del primer y segundo eje principal,

(g) determinar una distancia euclídea del punto de referencia con respecto a un punto objetivo predeterminado, que corresponde a una posición correcta de los cuatro puntos de derivación en el cuerpo humano,

60 (h) en el caso de que la distancia del punto de referencia con respecto al punto objetivo predeterminado sea mayor que un valor máximo predeterminado: realizar una corrección angular para un primer triángulo formado por el primer punto de derivación, el tercer punto de derivación y el cuarto punto de derivación y para un segundo triángulo formado por el primer punto de derivación, el segundo punto de derivación y el cuarto punto de derivación

65

derivación, de modo que con ello se minimice la distancia euclídea entre el punto de referencia y el punto objetivo predeterminado mediante la adaptación del sistema ortogonal (x, y, z) a la geometría modificada.

5 El procedimiento mencionado en último lugar según la invención se basa en el conocimiento esencial de que basándose por un lado en el conocimiento de una posición correcta para los cuatro puntos de derivación y por otro lado de una transformación de ejes principales es posible compensar un asiento incorrecto de un electrodo, que está asignado en particular al primer punto de derivación, de modo que los valores de medición obtenidos del paciente puedan usarse además y posibiliten un diagnóstico realista para el paciente examinado.

10 En un perfeccionamiento ventajoso de la invención, en el procedimiento mencionado en último lugar puede estar previsto que antes de la realización de la etapa (h) se seleccione el punto objetivo predeterminado de una región objetivo, que se forma basándose en valores medios y desviaciones estándar de una pluralidad de mediciones. Esto significa que con estas mediciones pueden obtenerse valores comparativos para las posiciones de los electrodos en el cuerpo humano, para realizar con ello la corrección angular según la etapa (h).

15 Para monitorizar el corazón en particular en una persona, según la presente invención está previsto también un procedimiento, en el que se captan señales de ECG en el corazón y basándose en las mismas se determina un vector espacial mediante la cardiografía vectorial, reproduciendo este vector espacial la evolución temporal del vector sumatorio del campo eléctrico del corazón y presentando una dirección correspondiente a la dirección de campo y una longitud correspondiente al potencial. Se forma un cociente a partir de las áreas, por las que pasa una longitud del vector espacial (= radio vector) en función del tiempo en cada caso durante la onda R y durante la onda T, suministrándose a continuación este cociente adimensional y escalar a una evaluación adicional. En el transcurso de esta evaluación adicional se pone el cociente formado por el área (onda R)/área (onda T) en cada caso en relación con valores límite predeterminados, que presentan una relevancia para el cuadro clínico que debe examinarse. Esto significa que dicho cociente formado por el área (onda R)/área (onda T) se correlaciona o se compara con al menos un valor límite predeterminado, en base a lo cual se crea o es posible entonces un diagnóstico para el paciente examinado en cuanto a un determinado cuadro clínico (por ejemplo CC y/o AC y/o insuficiencia valvular cardíaca de un paciente).

30 En un perfeccionamiento ventajoso del procedimiento mencionado en último lugar se reconoce o se establece para el corazón examinado una cardiopatía coronaria (CC), en el caso de que el cociente formado por las áreas por las que pasa el vector espacial en cada caso durante la onda R y durante la onda T

$$\frac{\text{área (onda R)}}{\text{área (onda T)}} = a$$

35 no se encuentre en el intervalo $[a_{0,CC}, a_{1,CC}]$ o se encuentre fuera de este intervalo. Este intervalo se define mediante un valor límite inferior $a_{0,CC}$ y mediante un valor límite superior $a_{1,CC}$. Estos valores límite $a_{0,CC}$ y $a_{1,CC}$ pueden determinarse en función de un conjunto de entrenamiento. Por lo demás se indica que la indexación "CC" del valor límite inferior y superior $a_{0,CC}$ y $a_{1,CC}$ para la presente invención debe entenderse en el sentido de que con ayuda de estos valores límite puede reconocerse el cuadro clínico de una cardiopatía coronaria ("CC"), que también se conoce con la denominación cardiopatía isquémica ("CI").

45 En el procedimiento que acaba de discutirse según la presente invención puede reconocerse para el corazón examinado también una arritmia cardíaca (AC), en el caso de que el cociente formado por las áreas por las que pasa el vector espacial (10) en cada caso durante la onda R y durante la onda T cumpla la condición

$$\frac{\text{área (onda R)}}{\text{área (onda T)}} < a_{0,AC}$$

50 0

$$\frac{\text{área (onda R)}}{\text{área (onda T)}} > a_{1,AC}$$

55 Correspondientemente, según el procedimiento discutido en último lugar según la presente invención es posible, mediante una comparación del cociente formado por las áreas, por las que pasa una longitud del vector espacial (= radio vector) en función del tiempo en cada caso durante la onda R y durante la onda T, con valores predeterminados para el parámetro "a" crear un primer diagnóstico cierto para el corazón examinado de un paciente, en cuanto a una posible existencia de una AC.

En función de si debe establecerse concretamente la existencia de una AC o CC, se entiende que los valores límite a_0 y a_1 son adecuados para reconocer estos cuadros clínicos y con ello para una comparación o una correlación con el cociente formado por el área (onda R)/área (onda T), que se basa en datos correspondientes.
 5 En relación con una AC, esto puede expresarse mediante la indexación "AC" (es decir mediante $a_{0,AC}$, $a_{1,AC}$); en relación con una CC esto puede expresarse mediante la indexación "CC" (es decir mediante $a_{0,CC}$, $a_{1,CC}$).

En el caso de que con respecto a un cuadro clínico que debe examinarse (por ejemplo AC y/o CC) existan datos fiables para los valores límite inferior y superior a_0 , a_1 , estos valores límite pueden fijarse antes del examen de un
 10 paciente a estos valores predeterminados, en cada caso en función de si debe examinarse la existencia de una AC o de una CC. Alternativamente, a esto es posible usar estos valores límite con ayuda de un conjunto de entrenamiento de conjuntos de datos de un gran número de sujetos de experimentación, tal como se explica en detalle a continuación.

En un perfeccionamiento ventajoso de la invención, los valores límite inferior y superior a_0 y a_1 pueden determinarse en cada caso con ayuda de un conjunto de entrenamiento de datos de sujetos de experimentación. A este respecto se realizan las siguientes etapas:

(i) calcular el cociente área (onda R) / área (onda T) para todos los sujetos de experimentación, para obtener con
 20 ello series de tiempo de proporción,

(ii) calcular un valor medio (μ) y una desviación estándar (σ) asociada a partir de las series de tiempo de proporción de la etapa (i),

(iii) determinar el valor límite inferior a_0 teniendo en cuenta el valor medio (μ) y la desviación estándar (σ) de la
 25 etapa (ii), mediante la relación:

$$a_0 = \text{valor medio } (\mu) - \text{desviación estándar } (\sigma),$$

30 y/o

determinar el valor límite superior a_1 teniendo en cuenta el valor medio (μ) y la desviación estándar (σ) de la etapa (ii), mediante la relación:

$$35 \quad a_1 = \text{valor medio } (\mu) + \text{desviación estándar } (\sigma).$$

Con respecto a las etapas (i) a (iii) mencionadas anteriormente se entiende que éstas deben asociarse a un entrenamiento, con el que pueden determinarse los valores límite inferior y superior a_0 y a_1 con un mayor
 40 "fiabilidad", para a continuación y basándose en los mismos crear un diagnóstico real de un paciente para el cuadro clínico examinado con una mayor precisión.

Para aclarar la especificación de cálculo mencionada anteriormente en la etapa (iii) se remite una vez más a que el valor límite inferior a_0 se forma porque el valor medio μ y la desviación estándar σ asociada se restan una del
 45 otro. Por el contrario, el valor límite superior a_1 se forma porque el valor medio μ y la desviación estándar σ asociada se suman uno con la otra.

Con respecto a la determinación mencionada anteriormente de los valores límite inferior y superior a_0 y a_1 se entiende que los datos de base de los sujetos de experimentación, con los que según la etapa (i) se forman las series de tiempo de proporción, se refieren en cada caso al cuadro clínico que debe examinarse AC y/o CC o son
 50 relevantes para el mismo. Por ejemplo, para el examen de la existencia de una cardiopatía coronaria ("CC") se determinan los valores límite $a_{0,CC}$ y $a_{1,CC}$ únicamente mediante aquellos conjuntos de datos de sujetos de experimentación, de los que puede descartarse con un conocimiento seguro que presentan una CC o CI. *Mutatis mutandis*, esto también es aplicable a los valores límite $a_{0,AC}$, $a_{1,AC}$ durante el examen de un paciente en cuanto a la existencia de una AC.

Según un perfeccionamiento ventajoso de la invención está previsto que para la determinación del valor límite inferior y superior se usen únicamente los conjuntos de datos de pacientes sanos ("-"). En comparación con los conjuntos de datos de pacientes enfermos, esto tiene la ventaja de que las desviaciones estándar de los valores
 60 medios de los pacientes sanos son por regla general más bajas, con lo que es posible la detección de los cuadros clínicos o hallazgos de AC y/o CC con mayor precisión o fiabilidad.

En un perfeccionamiento ventajoso de la invención, en particular con respecto a todos los procedimientos mencionados anteriormente, puede estar previsto que para la captación de las señales de ECG se use una camiseta, que presenta cuatro sensores o electrodos, que están asociados a una posición correcta de los cuatro
 65 puntos de derivación en el cuerpo del paciente. Estos electrodos pueden estar incorporados de manera

5 adecuada en el tejido de la camiseta. De la misma manera que una camiseta, para los sensores o electrodos, que deben ponerse en contacto con el cuerpo del paciente, también puede estar previsto un sistema de sensores portátil o móvil, por ejemplo en forma de una banda de pecho o similar. A este respecto es importante que, en el caso de un sistema de sensores portátil de este tipo, los sensores o electrodos individuales están unidos entre sí formando un conjunto y de este modo se consiga también un posicionamiento exacto en los respectivos puntos de derivación en el cuerpo del paciente. Correspondientemente, sobra con ello una colocación manual de los sensores individuales en el cuerpo del paciente.

10 En el caso del o de los procedimiento(s) mencionado(s) anteriormente según la presente invención se trata de un planteamiento de diagnóstico no invasivo, reproducible, rápido de realizar y económico para la detección de estenosis hemodinámicamente relevantes de las arterias coronarias en reposo. El diagnóstico tiene lugar a través de un cálculo tridimensional, infinitesimal, basado en ordenador, de las evoluciones de excitación del corazón de mamífero en base a un algoritmo específico en relación con un sistema de IA o una red neuronal en correlación con el suministro de sangre intrínseco así como la orientación espacial específica del miocardio en el campo dipolar en función del tiempo partiendo de un punto definido. Con un procedimiento según la invención es posible conseguir con respecto a los pacientes examinados una sensibilidad de desde el 95 hasta más del 99% y una especificidad de desde el 80 hasta más del 90%. Este planteamiento se denomina por el solicitante también "cardisigrafía".

20 Con respecto a la presente invención se destaca especialmente que su realización tiene lugar preferiblemente usando un ordenador o unidades computacionales comparables. Esto significa que por ejemplo el sistema basado en inteligencia artificial (IA), que se usa en un procedimiento según la invención de la reivindicación 1 y el equipo correspondiente de la reivindicación 14 para la detección precoz de la existencia de una CC y/o de una AC, se utiliza con ayuda de un ordenador o similar. *Mutatis mutandis*, esto aplicable también para un procedimiento según la reivindicación 20 en particular con respecto a sus etapas (b) a (h), y también para un procedimiento según la reivindicación 28 con respecto a la evaluación del cociente formado por el área (onda R)/área (onda T) preferiblemente teniendo en cuenta al menos un valor límite predeterminado.

30 A continuación se describen en detalle diferentes formas de realización de la invención mediante dibujos simplificados esquemáticamente.

Muestran:

- 35 la figura 1 un esbozo esquemático simplificado de un equipo según la invención para la detección precoz de la existencia de una CC o de AC,
- la figura 2 la vista de un paciente desde delante (figura 2a) y desde detrás (figura 2b),
- 40 la figura 3 la vista de una camiseta desde delante (figura 3a) y desde detrás (figura 3b), que puede usarse en el equipo según la figura 1,
- la figura 4, la figura 7b en cada caso la vista de un paciente desde delante, para ilustra un sistema ortogonal (x, y, z), en el que según la presente invención se reproduce un vector espacial,
- 45 la figura 5 vistas esquemáticas simplificadas de un primer triángulo (figura 5a) y de un segundo triángulo (figura 5b), en base a los cuales se realiza con respecto al sistema ortogonal según la figura 4 según la invención una corrección angular,
- 50 la figura 6 una vista esquemática simplificada de una arquitectura de sistema según la invención, dentro de la cual se utiliza el equipo según la invención de la figura 1,
- la figura 7a una representación esquemática simplificada de un vector espacial, que se forma durante una actividad del corazón humano,
- 55 la figura 8 un diagrama de flujo, con el que se realiza un procedimiento según la presente invención,
- la figura 9 un diagrama de flujo, con el que se realiza un procedimiento según la presente invención según una forma de realización adicional,
- 60 la figura 10 una representación esquemática simplificada de una matriz tridimensional (figura 10a) de valores de medición o una versión normalizada de la misma (figura 10b), con las estadísticas derivadas de las series de tiempo de parámetros o de los parámetros, que se emplea en un procedimiento según la figura 8 o la figura 9,
- 65 las figuras 11a-11d parámetros de series de tiempo a modo de ejemplo, que pueden emplearse en un

- procedimiento según la figura 9,
- la figura 12 procedimientos estadísticos a modo de ejemplo, que pueden emplearse en un procedimiento según la figura 9,
- 5 la figura 13 un diagrama de flujo, con el que se realiza un procedimiento según la presente invención,
- 10 la figura 14 un diagrama de flujo adicional, con el que se realiza un procedimiento según la presente invención según una forma de realización adicional,
- la figura 15 la multiplicación de una matriz de cálculo con un vector de cálculo según un procedimiento adicional de la presente invención,
- 15 la figura 16 una transformación de eje principal esquemática simplificada para el procedimiento de la figura 15,
- la figura 17 una ilustración simplificada de la formación de un cociente a partir de las áreas por las que pasa una longitud del vector espacial (= radio vector) en función del tiempo en cada caso durante la onda R y durante la onda T, y
- 20 la figura 18 una ilustración simplificada de una pluralidad de redes neuronales, que se utilizan en el caso de una aplicación o realización de la presente invención.
- 25 A continuación se exponen y se explican en detalle, haciendo referencia a las figuras 1-18, formas de realización preferidas de procedimientos de monitorización cardiaca según la invención y un equipo 10 utilizado para los mismos. Las mismas características en los dibujos están dotadas en cada caso de los mismos números de referencia. En este punto se indica especialmente que las representaciones en los dibujos se muestran únicamente de manera simplificada y en particular no a escala.
- 30 El equipo 10, representado esquemáticamente de manera simplificada en la figura 1, sirve durante el examen de un paciente 11 (véase la figura 2) para la detección precoz de la existencia de una cardiopatía coronaria (CC) o de una arritmia cardiaca (AC). Para ello, el equipo 10 comprende cuatro sensores o electrodos S1, S2, S3, S4, un filtro de técnica de datos 16, un equipo de evaluación 18 y un sistema 20 basado en inteligencia artificial (IA).
- 35 El equipo de evaluación 18 está equipado con un elemento de almacenamiento (no mostrado), de modo que en el mismo puedan almacenarse al menos brevemente señales o valores de medición. El sistema de IA 20 puede presentar al menos una red neuronal 20_N (véase también la figura 18) o una pluralidad de tales redes neuronales o estar formado por tales redes neuronales.
- 40 Los sensores S1-S4 están conectados desde el punto de vista de la técnica de señalización (por ejemplo a través de una conexión por cable o a través de un enlace radioeléctrico inalámbrico) al equipo 10 de tal manera que sus valores de medición atraviesan en primer lugar el filtro 16 y a continuación llegan al equipo de evaluación 18. El equipo de evaluación 18 está conectado desde el punto de vista de la técnica de datos con el sistema de IA 20, de tal manera que las magnitudes medidas, que se procesan de manera adecuada por medio
- 45 del equipo de evaluación 18 o se pasan a magnitudes medidas ortogonalizadas en base a la cardiografía vectorial, tal como se especifica todavía a continuación, pueden introducirse en el sistema de IA 20. Esto tiene lugar con el propósito de un diagnóstico para el paciente 11, que se examina usando del equipo 10.
- La figura 2 muestra - para un entendimiento mejorado de la invención - un paciente 11, concretamente en una vista desde delante (figura 2a) y en una vista desde detrás (figura 2b). En el cuerpo 14 del paciente 11 están previstos en total cuatro puntos de derivación, concretamente un primer punto de derivación E1, un segundo punto de derivación E2, un tercer punto de derivación E3 y un cuarto punto de derivación E4. Los puntos de derivación E1, E3 y E4 se encuentran en cada caso en la zona pectoral del paciente 11, encontrándose el punto de derivación E2 en la zona de la espalda del paciente 11. Con respecto a estos cuatro puntos de derivación E1 a E4 debe tenerse en cuenta que el primer sensor S1 se coloca en el primer punto de derivación E1, el segundo sensor S2 en el segundo punto de derivación E2, el tercer sensor S3 en el tercer punto de derivación E3 y el cuarto sensor S4 en el cuarto punto de derivación E4 en el cuerpo 14 del paciente 11. Entre estos puntos de derivación se miden en cada caso diferencias de potencial, tal como se explicará todavía especialmente a continuación. Con respecto a detalles adicionales con respecto a las posiciones de estos puntos de derivación individuales E1-E4 en el cuerpo 14 del paciente se remite a la divulgación según el documento EP 86 429 B1, a cuyo contenido se hace referencia en su totalidad por la presente.
- 50
- 55
- 60
- En la figura 3 se muestra de manera simplificada una camiseta 22. Los sensores S1-S4 mencionados anteriormente del equipo 10 pueden estar integrados en la camiseta 22, por ejemplo mediante un entretejido en su estructura textil. Una camiseta 22 de este tipo conduce a la ventaja de que una paciente 11 para la preparación de un examen únicamente se pone o se coloca esta camiseta 22, llegando entonces los sensores
- 65

S1-S4 integrados en la camiseta 22 automáticamente a su posición prevista de manera adyacente a los cuatro puntos de derivación E1-E4. Mediante la utilización de una camiseta 22 de este tipo sobra una colocación manual que requiere mucho tiempo y dado el caso susceptible de errores de los sensores individuales S1-S4 en el cuerpo 14 del paciente 11. Alternativamente a la camiseta 22 puede usarse también una banda de pecho (no mostrada), en la que están colocados los sensores o electrodos S1-S4.

Para examinar a un paciente 11 o para obtener un conjunto de datos de sujetos de experimentación para el entrenamiento del sistema de IA 20 se sitúan los cuatro sensores S1-S4 en los cuatro puntos de derivación E1-E4 asociados en el cuerpo humano 14. A continuación de esto se captan en el estado de reposo del paciente 11, con ayuda de los sensores S1-S4 colocados en posición, señales de ECG en el corazón 12 del paciente 11. Las señales de ECG se filtran después de manera adecuada mediante el filtro 16 y a continuación se transforman en el equipo de evaluación 18 a magnitudes medidas ortogonalizadas (a los ejes x, y, z) según el sistema de Sanz según el documento EP 86 429 B1.

En la figura 4 se ilustran los ejes x, y, z según el sistema de Sanz, con respecto al cuerpo 14 de un paciente 11 y su corazón 12. A este respecto se remite también a la figura 5, ilustrándose en la figura 5a esquemáticamente un primer triángulo 31, que se forma entre los puntos de derivación E1, E3 y E4, e ilustrándose en la figura 5b un segundo triángulo 32, que se elige entre los puntos de derivación E1, E2 y E4. El significado de estos dos triángulos 31, 32 se explica todavía específicamente a continuación.

Como ya se ha explicado, entre los puntos de derivación individuales E1-E4 se detectan en cada caso diferencias de potencial. En detalle, estas son una derivación anterior A entre el primer punto de derivación E1 y el cuarto punto de derivación E4, una derivación dorsal D entre el segundo punto de derivación E2 y el cuarto punto de derivación E4, una derivación horizontal H entre el tercer punto de derivación E3 y el cuarto punto de derivación E4, una derivación vertical V entre el primer punto de derivación E1 y el tercer punto de derivación E3, y finalmente una derivación inferior I entre el primer punto de derivación E1 y el segundo punto de derivación E2. A partir del primer punto de derivación E1, del tercer punto de derivación E3 y del cuarto punto de derivación E4 se forma - como se muestra en la representación en la figura 5a - un primer triángulo 31, formándose a partir del primer punto de derivación E1, del segundo punto de derivación E2 y del cuarto punto de derivación E4 - como se muestra en la representación en la figura 5b - un segundo triángulo 32. Dichas derivaciones se muestran con sus denominaciones A, D, H, V e I igualmente en las representaciones de la figura 5a y la figura 5b. Para relaciones adicionales con respecto a estas derivaciones debe remitirse en este punto al contenido del documento EP 86 429 B1.

El significado de los triángulos primero y segundo 31, 32 se explica específicamente a continuación todavía en otro punto en relación con un denominado "procedimiento de corrección" según la presente invención.

Durante la realización de una medición de ECG llegan los valores de medición eléctricos de las derivaciones A, D, H, V y I mencionadas anteriormente al equipo 10 y se procesan adicionalmente, como ya se ha explicado anteriormente, de manera correspondiente.

Haciendo referencia a la figura 6, a continuación se explican detalles adicionales del equipo 10 y de su incorporación a una arquitectura total según la invención para la realización de la presente invención. A este respecto en detalle:

La arquitectura según la figura 6 prevé los siguientes componentes: equipo de detección 100, registrador de datos 102, dispositivo Cardisio® 106 y servidor 113. El registrador de datos 102 comprende un receptor de señales 103, un convertidor de señales 104 y una memoria de señales 105. El dispositivo Cardisio 106 comprende un lector de señales 107, un generador de datos de vector 108, una memoria de datos de vector 109, un evaluador de datos de vector 110, un sincronizador de datos de vector 111 y una visualización de datos de vector 112. El servidor 113 comprende una memoria de datos de vector 114, un analizador de datos de vector 115 y una memoria de evaluación de datos de vector 116.

El equipo de detección 100 se configura mediante los cuatro sensores o electrodos S1-S4 mencionados anteriormente del equipo 10.

El equipo de detección 100 y el registrador de datos 102 forman los componentes o elementos constructivos del equipo 10, que sirven para la medición o captación de las señales de ECG. Con ello se reciben las señales de ECG analógicas, se procesan y se transforman de manera adecuada a señales digitales. Como ya se ha explicado, las señales digitales pueden almacenarse al menos brevemente en el elemento de almacenamiento del equipo de evaluación 18 - en el presente caso en forma de la memoria de señales 105.

El dispositivo Cardisio 106 lee las señales digitales del registrador de datos 102, con el propósito de una determinación de datos de vector en base a las señales digitales por medio del generador de datos de vector 108. Los datos de vector generados a este respecto se almacenan a continuación en la memoria de datos de vector 109. Partiendo de esto, el evaluador de datos de vector 110 generan una representación de estos datos

de vector por ejemplo en forma de una curva tridimensional, mostrándose o haciéndose visible esta representación entonces por medio de la visualización de datos de vector 112.

5 La arquitectura según la figura 6 ilustra por lo demás que, dentro del dispositivo Cardisio 106, el evaluador de datos de vector 110 está conectado desde el punto de vista de la técnica de señalización con el sincronizador de datos de vector 111, y este último está conectado a través de un tramo o conexión de señalización al servidor 113. De este modo pueden leerse los datos de vector generados a través del sincronizador de datos de vector 111 en primer lugar en la memoria de datos de vector 114 en el servidor 113. A continuación de esto, por medio del analizador de datos de vector 115 es posible llevar a cabo una evaluación dirigida de cantidades de datos mayores o de los datos de vector generados y realizar a respecto análisis estadísticos. Finalmente, las evaluaciones manuales y/o automáticas de los conjuntos de datos se almacenan en la memoria de evaluación de datos de vector 116, pudiendo subirse, partiendo de estos, estas evaluaciones de nuevo al dispositivo 106, por ejemplo con el fin de una representación en o con la visualización de datos de vector 112.

15 Para los componentes y elementos constructivos explicados mediante la figura 6 del equipo de detección 100, del registrador de datos 102, del dispositivo Cardisio 106 y del servidor 113, se entiende que estos forman en cada caso parte del equipo 10 según la invención (véase la figura 1). En particular la memoria de evaluación de datos de vector 116 forma parte del sistema de IA 20 o de una red neuronal 20_N , estando almacenados en la misma datos de hallazgo ya conocidos de pacientes comparativos, con respecto a los que se conoce un diagnóstico inequívoco ("sano" o "enfermo").

25 Basándose en los datos de medición de ECG, que se captaron con ayuda de los cuatro sensores S1-S4 en el corazón 12 de un paciente 11, mediante el equipo de evaluación 18 puede generarse un vector espacial 24, que reproduce la actividad eléctrica del corazón 12. Concretamente, este vector espacial 24 forma la evolución temporal del sector sumatorio del campo eléctrico del corazón 12 y presenta una dirección correspondiente a la dirección de campo y una longitud correspondiente al potencial. Un vector espacial 24 de este tipo se muestra a modo de ejemplo en la figura 7a, que se reproduce preferiblemente en un sistema ortogonal, que se forma a partir de los ejes x, y, z según el sistema de Sanz (según el documento EP 86 429 B1). La figura 7b muestra una vez más - de la misma manera que la figura 4 - de una manera simplificada el corazón 12 de un paciente 11, en relación con los ejes x, y, z según el sistema de Sanz.

A continuación se explica un procedimiento según la presente invención haciendo referencia a la figura 8, que muestra un diagrama de flujo de las etapas de un procedimiento de este tipo. A este respecto en detalle:

35 Al inicio del procedimiento se colocan los sensores S1-S4 del equipo 10 explicado anteriormente (véase la figura 1) en el tronco de un paciente 11, concretamente de manera correspondiente a los cuatro puntos de derivación E1, E2, E3 y E4 (véanse la figura 2a, la figura 2b). Con este fin puede utilizarse la camiseta 22 de la figura 3. De esta manera se captan entonces en el corazón 12 del paciente 11 de manera no invasiva señales de ECG, concretamente en el estado de reposo del paciente 11. Esto corresponde a una etapa (i) del procedimiento según la figura 8.

45 A continuación de esto se procesan desde el punto de vista de la técnica de filtro en una etapa (ii) del procedimiento de la figura 8 las señales de ECG captadas, concretamente, tal como se explica haciendo referencia a la figura 1, mediante el filtro 16. Un filtrado de este tipo sirve para eliminar un ruido de alta frecuencia y perturbaciones de baja frecuencia (provocados por ejemplo por la respiración del paciente). Tipos de filtro a modo de ejemplo son filtros de ranura, filtros de paso alto, filtros de paso bajo de Sarvitzy-Golay.

50 En la etapa (iii) siguiente a esta del procedimiento de la figura 8 se pasan entonces las señales de ECG filtradas por medio del equipo de evaluación 18, que están conectadas desde el punto de la técnica de señalización al filtro 16, en base a la cardiografía vectorial a magnitudes medidas ortogonalizadas. A este respecto se localizan regiones significativas en la señal de un latido del corazón, por ejemplo el inicio y el fin del complejo QRS, el inicio, el máximo y el final de la onda T. Para la determinación de los puntos de tiempo reales de los puntos extremos fisiológicos es ventajoso que dichas derivaciones A, D, H, I y V, que se obtienen entre los puntos de derivación E1-E4 (véanse la figura 2a, la figura 2b), se transformen en cada caso a coordenadas esféricas.

55 Finalmente, en una etapa adicional (iv) del procedimiento según la figura 8 se introducen las magnitudes medidas ortogonalizadas en el sistema de IA 20 o una red neuronal 20_N . A este respecto debe tenerse en cuenta que el sistema de IA 20 ya se basa en datos de hallazgo conocidos de pacientes comparativos, para los que existe - como ya se ha explicado al principio - un conocimiento inequívoco con respecto a su estado de salud ("sano" o "enfermo"). Basándose en los mismos puede crearse entonces por medio del analizador de datos de vector 115 y de la memoria de evaluación de datos de vector 116 mediante una comparación de las magnitudes medidas ortogonalizadas introducidas con los datos de hallazgo de los pacientes comparativos dentro del sistema de IA 20 un diagnóstico para el paciente examinado 11.

65 Para la etapa (i) del procedimiento de la figura 8 se recomienda que tenga lugar una captación no invasiva de señales de ECG en el corazón 12 del paciente 11 exactamente en los cuatro puntos de derivación E1-E4, que se

han explicado anteriormente haciendo referencia a la figura 2a y la figura 2b.

Por medio de un perfeccionamiento ventajoso o una complementación del procedimiento de la figura 8 es posible que el sistema de IA 20 o la red neuronal 20_N se entrene antes de la etapa (iv), concretamente mediante una introducción de valores de aprendizaje específicos f. Esto se muestra a continuación mediante la figura 9 y se explica en detalle:

El número de valores de aprendizaje específicos f, con los que se entrena el sistema de IA 20 o la red neuronal 20_N antes de la etapa (iv), puede encontrarse entre 10 y 30, y adoptar por ejemplo el valor de 20. Estos valores de aprendizaje específicos f se determinan mediante la siguiente secuencia de etapas:

(v) proporcionar magnitudes medidas de una cantidad M (véase la figura 10) de pacientes 11 con un hallazgo conocido, estando ortogonalizadas estas magnitudes medidas en base a la cardiografía vectorial,

(vi) proporcionar una pluralidad de parámetros de series de tiempo (véanse la figura 11a y la figura 11b) y al menos un procedimiento estadístico (véase la figura 12),

(vii) formar una matriz tridimensional 25 (véase la figura 10a), definiendo las magnitudes medidas ortogonalizadas de la cantidad (M) de pacientes las filas, los parámetros de series de tiempo las columnas y la longitud de series de tiempo la profundidad de esta matriz (25), siendo en el caso de parámetros escalables la profundidad igual a uno,

(viii) clasificar todos los pares de valores de la matriz tridimensional (25) según el principio del cálculo del "área bajo la curva" (AUC),

(ix) seleccionar un par de valores de la cantidad según la etapa (viii) con el valor de AUC más alto,

(x) comprobar un par de valores adicional de la cantidad según la etapa (viii), y seleccionar este par de valores, en el caso de que a este respecto un valor umbral para una correlación con el par de valores de la etapa (ix) sea en cuanto al valor menor de $1,65/\sqrt{N}$, siendo N = número de los puntos de dato o estadísticas de parámetros (pacientes) según la etapa (vi)

(xi) repetir la etapa (x) para un par de valores adicional de la cantidad según la etapa (viii), y seleccionar este par de valores, en el caso de que un valor umbral para una correlación con los pares de valores seleccionados previamente sea en cada caso en cuanto al valor menor de $1,65\sqrt{N}$, y

(xii) repetir las etapas (ix) a (xi) hasta que se alcance un número predeterminado de por ejemplo 20 pares de valores, que entonces se definen como valores de aprendizaje específicos f y se introducen para el entrenamiento del sistema de IA (20) en el mismo.

Las etapas (v) a (xii) mencionadas anteriormente del perfeccionamiento del procedimiento según la figura 9 se simbolizan en el diagrama de flujo asociado en cada caso de manera simplificada mediante bloques. A este respecto, la flecha "f", que desemboca tras la etapa (xii) desde abajo en la evolución entre las etapas (iii) y (iv), debe entenderse como que el número predeterminado definido en la etapa (xii) de valores de aprendizaje específicos f se introducen en el sistema de IA 20 o la red neuronal 20_N .

Con respecto al perfeccionamiento ventajoso del procedimiento según la figura 9 puede indicarse como explicación del mismo que en la etapa (v) las magnitudes medidas de la cantidad M de pacientes 11 en forma de series de tiempo se proporcionan preferiblemente en milisegundos o en forma de latidos de corazón. La formación de la matriz tridimensional 25 según la etapa (vii) se representa simbólicamente en la figura 10a. La cantidad M de todos los pacientes se representa como ordenadas y puede estar dividida, por ejemplo visto de arriba abajo, en primer lugar en un grupo de pacientes sanos (por ejemplo sin hallazgo de CC) y entonces en un grupo de pacientes enfermos (por ejemplo con hallazgo de CC). La matriz tridimensional comprende la cantidad M de las en total 284 series de tiempo, así como de los parámetros personales escalares, que se muestran en las figuras 11a - 11d. Sin embargo, en el entrenamiento de la red neuronal solo entran los 282 parámetros de series de tiempo.

Con respecto a los 292 parámetros, que se representan en las figuras 11a, 11b, 11c y 11d, se indica específicamente que a este respecto se trata de 284 parámetros de series de tiempo. 8 parámetros escalares personales, que se refieren a en cada caso un paciente examinado, se tienen en cuenta a través del conjunto de Bayes para los cálculos de probabilidad.

En este punto se indica específicamente que en el procedimiento mencionado anteriormente, en sus etapas (x) y (xi), los valores umbrales individuales para las respectivas correlaciones con el par de valores de la etapa (ix) no adoptan ningún valor fijo constante, sino en cada caso dependen del número de latidos de corazón o de la

pluralidad de parámetros de series de tiempo según la etapa (vi). Por consiguiente, para series de tiempo corta (y con ello valores más pequeños de N) se permiten correlaciones mayores, y a la inversa.

5 La figura 10b muestra la matriz tridimensional en una versión normalizada con una profundidad uniforme, que se alcanza porque sus columnas (= datos de pacientes) y filas (= parámetros de series de tiempo) se vinculan o se calculan con una pluralidad de procedimientos estadísticos, de los que a modo de ejemplo se muestran seis procedimientos en la figura 12, concretamente:

- 10 - valor medio
- varianza
- curtosis,
- 15 - asimetría,
- cuantil del 5%,
- 20 - cuantil del 95%.

La posible aplicación de estos seis procedimientos se indica en la representación de la figura 10b mediante la introducción del "6" (a la derecha en la zona de la imagen). A este respecto se indica que en la etapa (vii) pueden emplearse al menos uno de estos procedimientos estadísticos, o también varios de tales procedimientos, para definir con ello tanto la profundidad de la matriz tridimensional 25 y dado el caso se consigue una profundidad uniforme para la implementación de una matriz normalizada 25_N.

Por lo demás, para el procedimiento según la figura 9 puede indicarse como explicación del mismo que en la etapa (viii) el cálculo del AUC puede tener lugar empíricamente o según el principio de la distribución de Johnson. El principio de la distribución de Johnson es estado de la técnica en sí conocido, pero pudo utilizarse con la presente invención por primera vez en relación con la evaluación de datos de pacientes o señales de ECG con el propósito de una detección precoz de la existencia de una CC y/o de una AC.

Como ya se ha explicado, para la evaluación de los datos con el propósito de la creación de un diagnóstico es ventajoso que el sistema de IA 20, en el que se introducen los valores de aprendizaje específicos f, presente al menos una red neuronal 20_N, o una pluralidad de tales redes 20_N.

Por medio de la presente invención es posible, como se ha explicado, realizar por un lado un procedimiento para la detección precoz de la existencia de una CC y/o de una AC de un paciente que debe examinarse 11, tal como se muestra mediante el diagrama de flujo de la figura 8 y se ha explicado. Por otro lado es posible, para mejorar el diagnóstico del paciente 11, someter el sistema de IA 20 (o una red neuronal 20_N) antes de la verdadera medición a un entrenamiento, tal como se muestra mediante el diagrama de flujo de la figura 9 y se ha explicado. Un entrenamiento de este tipo se realiza en base a los datos de aquellos pacientes, de los que existe un conocimiento inequívoco con respecto a su estado de salud ("sano" o "enfermo"). En este sentido, un entrenamiento de este tipo en el sentido de la invención anterior debe entenderse también como "entrenamiento monitorizado" (*supervised learning*).

Estas dos posibilidades, concretamente tanto un entrenamiento aguas arriba para el sistema de IA 20 (o una red neuronal 20_N) como la verdadera realización de la medición de un paciente 11 con el propósito de la creación de un diagnóstico deseado, se representan a continuación una vez más en los diagramas de flujo de la figura 13 y la figura 14. El diagrama de flujo de la figura 13 muestra con sus bloques 13.1 - 13.5 una secuencia de etapas con el propósito de un entrenamiento del sistema de IA 20. Un entrenamiento de este tipo sirve para optimizar el verdadero examen o diagnóstico de un paciente 11, que se ilustra mediante la secuencia de etapas del diagrama de flujo de la figura 14.

55 En el diagrama de flujo de la figura 13, la etapa 13.1 corresponde sustancialmente a la etapa (i) de la figura 8, correspondiendo la etapa 13.2 sustancialmente a la etapa (ii) de la figura 8. Lo mismo es aplicable también para la etapa 13.3, que corresponde sustancialmente a la etapa (iii) de la figura 8. Por tanto, para evitar repeticiones puede remitirse para estas etapas 13.1, 13.2 y 13.3 a las explicaciones con respecto a la figura 8.

60 La etapa 13.4 ahora siguiente en el diagrama de flujo de la figura 13 corresponde a una obtención de parámetros ("*parameter extraction*"), en la que - correspondientemente a las etapas (v) a (vii) de la figura 9 - se vinculan o se calculan parámetros de series de tiempo con las magnitudes medidas de una cantidad M de pacientes 11. También a este respecto resulta ser ventajoso que esto tenga lugar en base a coordenadas esféricas, a las que se han transformada de manera adecuada las derivaciones A, D, H, I y V.

65 La etapa 13.5 a continuación tiene como propósito una determinación de características ("*feature evaluation*") y

corresponde sustancialmente a una sucesión de las etapas (viii) a (xii) de la figura 9, que ya se han mencionado y explicado anteriormente. Esto significa que con esta determinación de características según la etapa 13.5 se determinan o se calculan los valores de aprendizaje específicos f.

5 A continuación de esto se introducen entonces en el diagrama de flujo de la figura 13, concretamente en la etapa IV_T, los valores de aprendizaje específicos f en el sistema de IA 20 (o en una red neuronal 20_N), correspondientemente a la etapa (iv) de la figura 8. Como resultado, con ello se entrena de manera adecuada el sistema de IA 20 mediante la introducción de los valores de aprendizaje específicos f. En este punto puede indicarse una vez más que en el marco de este entrenamiento es muy ventajoso que el número de valores de aprendizaje específicos f sea relativamente reducido, y por ejemplo pueda adoptar el valor 20. Alternativamente a esto, el número de valores de aprendizaje específicos f puede ser también menor o mayor de 20, y por ejemplo ascender a 15 o 25. En cualquier caso, con respecto al entrenamiento discutido en este caso del sistema de IA 20 con ayuda de estos valores de aprendizaje f, debe entenderse que estos se obtienen siempre mediante los datos de un paciente 11, para el que existe un conocimiento inequívoco con respecto a su estado de salud ("sano" o "enfermo").

10 El diagrama de flujo de la figura 14 ilustra con su secuencia de etapas entonces el diagnóstico realizado realmente para un paciente 11. A este respecto, las etapas 14.1, 14.2 y 14.3 corresponden sustancialmente a las etapas 13.1-13.3, de modo que para evitar repeticiones puede remitirse a la explicación con respecto a las etapas 13.1-13.3.

15 La etapa 14.5 en el diagrama de flujo de la figura 14 prevé una selección de características ("*feature selection*") – a este respecto se usan solo los datos de un paciente examinado 11 en base a las señales de ECG captadas, que corresponden a los valores de aprendizaje específicos f determinados previamente según la etapa 13.5. Una comparación de estas características o valores seleccionados con los valores de aprendizaje específicos predeterminados f tiene lugar entonces en la etapa 14.6 ("*trained network*"). A continuación de esto se proporciona entonces en la etapa IV_D con ayuda del sistema de IA entrenado 20 para el paciente 11 el verdadero diagnóstico IV_D, correspondientemente a la etapa (iv) de la figura 8.

20 El diagnóstico explicado anteriormente de un paciente 11, que se realiza con un equipo 10 de la figura 1 y mediante un procedimiento según el diagrama de flujo de la figura 8 o la figura 14, como el entrenamiento de un sistema de IA 20 (o de una red neuronal 20_N), que se realiza según el diagrama de flujo de la figura 9 o la figura 13, se basan siempre en que los sensores S1-S4 se colocan en el cuerpo del paciente 11, por ejemplo usando la camiseta de la figura 3. A este respecto ahora es posible según un procedimiento adicional según la presente invención, compensar un asiento dado el caso incorrecto de estos sensores S1-S4 en el cuerpo del paciente 11, de modo que con ello esté garantizado un diagnóstico además realista para el paciente 11. Un procedimiento de este tipo, denominado en lo sucesivo de manera abreviada "procedimiento de corrección", prevé en primer lugar que se determine un vector espacial 24 relativo al corazón 12 del paciente 11 (véase la figura 7a), que representa el vector del campo eléctrico formado por la actividad del corazón 12, y se represente de manera adecuada. A este respecto se detectan valores de medición del corazón 12 en el cuerpo 14 del paciente en los en total cuatro puntos de derivación E1-E4, tal como ya se ha explicado anteriormente en relación con la figura 2. En el procedimiento de corrección que acaba de mencionadas, en base a las derivaciones A, D, H, I y V (véanse la figura 5a, la figura 5b) se forma un sistema ortogonal con las relaciones

$$\begin{aligned}
 x &= D \cos 45^\circ - I \\
 y &= D \sin 45^\circ + A \\
 z &= (V - H) \sin 45^\circ
 \end{aligned}$$

50 reproduciéndose los valores de medición para el paciente 11 y el vector espacial 24 determinado a partir de los mismos en este sistema ortogonal x, y, z.

55 Con ello, el procedimiento de corrección haciendo referencia a las representaciones en la figura 5a, la figura 5b, la figura 15 y la figura 16 prevé entonces en detalle las siguientes etapas:

(a) realizar una medición en un paciente usando los puntos de derivación primero a cuarto E1-E4 en el cuerpo 14 del paciente, para obtener con ello un cardiograma para ese paciente,

60 (b) extraer las amplitudes de la onda R del cardiograma de la etapa (a) para cada latido del corazón en la dirección x, y y z,

(c) determinar los valores medios μ_x , μ_y , μ_z y las desviaciones estándar σ_x , σ_y , σ_z de las amplitudes detectadas en cada caso en milivoltios del cardiograma según la etapa (b), formándose con estos valores medios μ_x , μ_y , μ_z y las desviaciones estándar σ_x , σ_y , σ_z entonces un vector de cálculo 26,

(d) formar una matriz de coeficientes 28, que se ha obtenido en base a una transformación de ejes principales para mediciones en pacientes comparativos con diferentes esquemas de aplicación,

5 (e) multiplicar el vector de cálculo 26 de la etapa (c) con la matriz de coeficientes 28 de la etapa (d), para la formación de un vector de resultado 30 con en total seis ejes principales $PC_1 - PC_6$,

(f) extraer el primer eje principal PC_1 y el segundo eje principal PC_2 del vector de resultado 30 de la etapa (e), para la formación de un punto de referencia PC_1, PC_2 en el espacio del primer y segundo eje principal,

10

(g) determinar una distancia euclídea del punto de referencia PC_1, PC_2 con respecto a un punto objetivo predeterminado PC_1^{fit}, PC_2^{fit} , que corresponde a una posición correcta de los cuatro puntos de derivación E1-E4 en el cuerpo humano 14, y

15

(h) en el caso de que la distancia del punto de referencia PC_1, PC_2 con respecto al punto objetivo predeterminado PC_1^{fit}, PC_2^{fit} sea mayor que un valor máximo predeterminado: realizar una corrección angular para un primer triángulo 31 formado por el primer punto de derivación E1, el tercer punto de derivación E3 y el cuarto punto de derivación E4 y para un segundo triángulo 32 formado por el primer punto de derivación E1, el segundo punto de derivación E2 y el cuarto punto de derivación E4, de modo que con ello se minimice la distancia euclídea entre el punto de referencia PC_1, PC_2 y el punto objetivo predeterminado PC_1^{fit}, PC_2^{fit} mediante la adaptación del sistema ortogonal x, y, z a la geometría modificada.

20

Las etapas (a) a (h) anteriores del procedimiento de corrección se explican en el sentido de que en el caso de las amplitudes, con las que en la etapa (c) se forma el vector de cálculo 26, se trata de aquellos valores de medición, que se captaron previamente mediante la medición según la etapa (a) o durante el procedimiento de la figura 8 en su etapa (i), durante el procedimiento de la figura 13 en su etapa 13.1 y/o durante el procedimiento de la figura 14 en su etapa 14.1 de manera no invasiva con las señales de ECG en el corazón 12 del paciente 11. La etapa (e), según la cual el vector de cálculo 26 se multiplica con la matriz de coeficientes de 6×6 28 de la etapa (d) y a partir de ello resulta el vector de resultado 30, se ilustra en la figura 15. Este vector de resultado 30 se encuentra en forma de una matriz de 6×1 . En la etapa (f) se suprimen las líneas tercera a sexta del vector de resultado 30, como se identifica en la figura 15 con el tachado, o se ignoran para el cálculo adicional, con lo que se extraen el primer eje principal PC_1 y el segundo eje principal PC_2 del vector de resultado 30, para la formación del punto de referencia PC_1, PC_2 . Por lo demás la distancia euclídea, que se determina en la etapa (g) del procedimiento de corrección, se ilustra en el diagrama de la figura 16.

25

30

35

El diagrama de la figura 16 muestra también una región objetivo a modo de ejemplo, simbolizada en este caso mediante un rectángulo 34 con líneas discontinuas. A este respecto se indica que antes de la realización de la etapa (h) se selecciona el punto objetivo predeterminado PC_1^{fit}, PC_2^{fit} de esta región objetivo, que se forma en base a desviaciones estándar de una pluralidad de mediciones correctas comprobadas del punto objetivo en el cuerpo humano 14.

40

En la etapa (h) del procedimiento de corrección pueden determinarse mediante los valores de adaptación de corrección angular ε, η definidos en el presente documento, con los que pueden corregirse los ángulos no rectos α del primer triángulo 31 y los ángulos no rectos β del segundo triángulo 32. Con ello es posible compensar una posición en particular incorrecta del primer punto de derivación E1 en el cuerpo humano 14, para tener en cuenta dado el caso triángulos no rectángulos. De esta manera, el valor de adaptación ψ representa un valor ajustado, que en el caso de electrodos colocados correctamente es idéntico al ángulo α del primer triángulo 31. Lo mismo es aplicable para el valor ajustado η , que en el caso de electrodos colocados correctamente coincide con el ángulo β del segundo triángulo 32. Esta relación se muestra también gráficamente en las representaciones de la figura 5a y la figura 5b.

45

50

Los valores de adaptación ε, η mencionados anteriormente, que pueden usarse para la corrección angular de la etapa (e), pueden determinarse mediante la minimización de la distancia euclídea entre la referencia y el punto objetivo.

55

La matriz de coeficientes 28, con la que en la etapa (e) se multiplica el vector de cálculo 26, se forma a través de una transformación de ejes principales de una matriz de 23×6 , que se basa en 23 mediciones de prueba y los valores medios y las desviaciones estándar de los valores de medición determinados a partir de los mismos.

60

El procedimiento de corrección explicado anteriormente se basa en el principio de una transformación de ejes principales, con la que como resultado puede compensarse un asiento incorrecto de electrodos o de los sensores S1-S4 en el cuerpo humano 14. Esto es aplicable en particular para la posición del sensor S1, que está asociada al primer punto de derivación E1, y es ventajoso por ejemplo para el caso en el que los valores de medición del corazón 12 se detecten con la camiseta 22 de la figura 3.

65

Anteriormente, en la discusión de la figura 7a ya se ha indicado que el vector espacial 24 mostrado en la misma, que se determina mediante la cardiografía vectorial, representa la actividad eléctrica del corazón 12. Con ello, para la presente invención se define también un procedimiento de monitorización cardiaca, en el que se forma un cociente de las áreas, por las que pasa una longitud del vector espacial 24 (= radio vector) en función del tiempo en cada caso durante la onda R y durante la onda T, suministrándose a continuación este cociente a una evaluación adicional. Estas áreas por las que pasa el vector espacial 24 en función del tiempo se muestran a modo de ejemplo en el diagrama de la figura 17.

Para la presente invención se ha descubierto que para el corazón examinado 12 de un paciente 11 se reconoce una isquemia o una cardiopatía coronaria (CC), en el caso de que el cociente formado por las áreas por las que pasa el vector espacial 24 en cada caso durante la onda R y durante la onda T

$$\frac{\text{área (onda R)}}{\text{área (onda T)}} = a$$

se encuentra fuera de un intervalo entre los valores límite $a_{0,CC}$ y $a_{1,CC}$.

Un caso especial de los conocimientos mencionados anteriormente lo forma el caso en el que para el corazón examinado 12 se detecta una arritmia cardiaca (AC), en el caso de que el cociente formado por las áreas por las que pasa el vector espacial 24 en cada caso durante la onda R y durante la onda T cumpla la condición

$$\frac{\text{área (onda R)}}{\text{área (onda T)}} < a_{0,AC}$$

o la condición

$$\frac{\text{área (onda R)}}{\text{área (onda T)}} > a_{1,AC}$$

En cuanto a los valores límite $a_{0,CC}$ y $a_{1,CC}$ o $a_{0,AC}$ y $a_{1,AC}$, con los que en cada caso se compara o se correlaciona el cociente formado por el área (onda R)/área (onda T) durante el examen de la existencia de una CC y/o AC en el caso de un examen real de un paciente, para evitar repeticiones puede remitirse a las explicaciones en la parte introductoria de la presente solicitud de patente, según la cual estos valores límite también pueden determinarse u optimizarse en función de un conjunto de entrenamiento.

Los diferentes conocimientos, para el procedimiento mencionado en último lugar según la presente invención en relación con las áreas, por las que pasa el vector espacial 24 en función del tiempo en cada caso durante la onda R y durante la onda T, pueden emplearse o tenerse en cuenta naturalmente también en los procedimientos según la invención mencionados anteriormente, que se han mostrado y explicado mediante los diagramas de flujo según la figura 8, la figura 9, la figura 13 o la figura 14.

Lista de signos de referencia

- 10 equipo para la detección precoz de una CC o de una AC
- 11 paciente
- 12 corazón (del paciente 11)
- 14 cuerpo (del paciente 11)
- 16 filtro
- 18 equipo de evaluación
- 20 sistema basado en inteligencia artificial (IA)
- 20_N red neuronal
- 22 camiseta
- 24 vector espacial

	25	matriz tridimensional
5	25 _N	matriz tridimensional normalizada
	26	vector de cálculo
	28	matriz de coeficientes
10	30	vector de resultado
	31	primer triángulo
	32	segundo triángulo
15	34	región objetivo
	13.1-13.5	etapas de un procedimiento según la invención (véase la figura 13)
20	14.1-14.5	etapas de un procedimiento según la invención (véase la figura 14)
	100	equipo de detección
	102	registrador de datos
25	103	receptor de señales
	104	convertidor de señales
30	105	memoria de señales
	106	dispositivo
	107	lector de señales
35	108	generador de datos de vector
	109	memoria de datos de vector
40	110	evaluador de datos de vector
	111	sincronizador de datos de vector
	112	visualización de datos de vector
45	113	servidor
	114	memoria de datos de vector
50	115	analizador de datos de vector
	116	memoria de evaluación de datos de vector
	A	derivación anterior
55	D	derivación dorsal
	E1	primer punto de derivación
60	E2	segundo punto de derivación
	E3	tercer punto de derivación
	E4	cuarto punto de derivación
65	f	valores de aprendizaje específicos (para la red neuronal 26)

ES 2 958 932 T3

	H	derivación horizontal
5	I	derivación inferior
	M	cantidad de pacientes (con hallazgo conocido)
	PC ₁	primer eje principal
10	PC ₂	segundo eje principal
	S1-S4	sensores, que están asociados a los puntos de derivación E1-E4
15	V	derivación vertical
	α	ángulos no rectos del primer triángulo 21 (E1-E3-E4)
	β	ángulos no rectos del segundo triángulo 22 (E1-E2-E4)
20	ε, η	valores de adaptación para la corrección angular, para los ángulos α y β

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para la detección precoz de la existencia de una cardiopatía coronaria (CC) y/o de una arritmia cardiaca (AC) de un paciente que debe examinarse (11), con las etapas de:
- 5 (i) captar de manera no invasiva señales de ECG en el corazón (12) del paciente (11) en su estado de reposo,
- 10 (ii) procesar mediante técnica de filtro las señales de ECG captadas,
- 15 (iii) pasar las señales de ECG filtradas a magnitudes medidas ortogonalizadas en base a la cardiografía vectorial,
- 20 caracterizado por
- (iv) introducir las magnitudes medidas ortogonalizadas en un sistema (20) basado en inteligencia artificial (IA), en el que están almacenados datos de hallazgo ya conocidos de pacientes comparativos, creándose mediante una comparación de las magnitudes medidas ortogonalizadas introducidas con los datos de hallazgo de los pacientes comparativos dentro del sistema de IA (20) un diagnóstico para el paciente examinado (11),
- y caracterizado adicionalmente
- 25 porque el sistema de IA (20) se entrena antes de la etapa (iv), presentando el sistema de IA (20) al menos una red neuronal (20_N),
- 30 porque para el entrenamiento del sistema de IA (20) se introducen en el mismo un número de valores de aprendizaje específicos (f), preferiblemente porque el número de valores de aprendizaje específicos (f) asciende a entre 10 y 30, más preferiblemente porque el número de valores de aprendizaje específicos (f) asciende a 20, y porque los valores de aprendizaje específicos (f) se determinan mediante la siguiente secuencia de etapas:
- 35 (v) proporcionar magnitudes medidas de una cantidad (M) de pacientes con un hallazgo conocido, estando ortogonalizadas estas magnitudes medidas en base a la cardiografía vectorial,
- (vi) proporcionar una pluralidad de parámetros de series de tiempo y al menos una estadística,
- 40 (vii) formar una matriz tridimensional (25), definiendo las magnitudes medidas ortogonalizadas de la cantidad (M) de pacientes las filas, los parámetros de series de tiempo las columnas y el al menos un procedimiento estadístico la profundidad de esta matriz (25),
- (viii) clasificar todos los pares de valores de la matriz tridimensional (25) según el principio del cálculo del "área bajo la curva" (AUC),
- 45 (ix) seleccionar un par de valores de la cantidad según la etapa (viii) con el valor de AUC más alto,
- (x) comprobar un par de valores adicional de la cantidad según la etapa (viii), y seleccionar este par de valores, en el caso de que a este respecto un valor umbral para una correlación con el par de valores de la etapa (ix) sea en cuanto al valor menor de $1,65/\sqrt{N}$, siendo N = número de los puntos de dato o estadísticas de parámetros (paciente) según la etapa (vi),
- 50 (xi) repetir la etapa (x) para un par de valores adicional de la cantidad según la etapa (viii), y seleccionar este par de valores, en el caso de que un valor umbral para una correlación con los pares de valores seleccionados previamente sea en cada caso en cuanto al valor menor de $1,65/\sqrt{N}$, y
- 55 (xii) repetir las etapas (ix) a (xi) hasta que se alcance un número predeterminado de pares de valores, que se definen entonces como valores de aprendizaje específicos (f) para el entrenamiento del sistema de IA (20).
- 60 2. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque en la etapa (i) se captan las señales de ECG en total en cuatro puntos de derivación (E1-E4) en el cuerpo (14) del paciente (11).
- 65 3. Procedimiento según la reivindicación 2, caracterizado porque se miden diferencias de potencial en forma de una derivación anterior (A) entre un primer punto de derivación (E1) y un cuarto punto de derivación (E4), de una derivación dorsal (D) entre un segundo punto de derivación (E2) y el cuarto punto de derivación (E4), de una derivación horizontal (H) entre un tercer punto de derivación (E3) y el

cuarto punto de derivación (E4), de una derivación vertical (V) entre el primer punto de derivación (E1) y el tercer punto de derivación (E3), y de una derivación inferior (I) entre el primer punto de derivación (E1) y el segundo punto de derivación (E2).

- 5 4. Procedimiento según la reivindicación 3, caracterizado porque las derivaciones (A, D, H, I, V) entre los respectivos puntos de derivación (E1-E4) se transforman a coordenadas esféricas.
- 10 5. Procedimiento según una de las reivindicaciones 2 bis 4, caracterizado porque para la captación de las señales de ECG se usa una camiseta (22), que presenta cuatro sensores (S1-S4), que están asociados a una posición correcta de los cuatro puntos de derivación (E1-E4) en el cuerpo (14) del paciente (11).
- 15 6. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque en la etapa (v) se proporcionan las magnitudes medidas de la cantidad (M) de pacientes (11) en forma de series de tiempo preferiblemente en milisegundos o en forma de latidos de corazón.
- 20 7. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque en la etapa (vi) se proporcionan una pluralidad de procedimientos estadísticos (valor medio, varianza, curtosis, asimetría, cuantil del 5%, cuantil del 95%).
- 25 8. Procedimiento según la reivindicación 7, caracterizado porque tras la etapa (vii) a partir de los datos de la matriz tridimensional (25) a través de un procedimiento estadístico se calcula la matriz normalizada (25_N) y con ello se consigue una profundidad uniforme.
- 30 9. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque en la etapa (viii) tiene lugar el cálculo del AUC empíricamente o según el principio de la distribución de Johnson.
- 35 10. Equipo (10) para la detección precoz de la existencia de una cardiopatía coronaria (CC) y/o de una arritmia cardíaca (AC) de un paciente que debe examinarse (11), que comprende una pluralidad de sensores (S1-S4), que pueden situarse en el cuerpo (14) del paciente que debe examinarse (11) en puntos de derivación predeterminados (E1-E4), para captar con ello señales de ECG de manera no invasiva en el corazón (12) del paciente (11) preferiblemente en su estado de reposo,
- al menos un filtro (16), con el que pueden filtrarse las señales de ECG captadas,
- un equipo de evaluación (18), con el que pueden pasarse las señales de ECG filtradas en base a la cardiografía vectorial a magnitudes medidas ortogonalizadas, y
- un sistema (20) basado en inteligencia artificial (IA), en el que están almacenados datos de hallazgo ya conocidos de pacientes comparativos, pudiendo introducirse las magnitudes medidas ortogonalizadas en el sistema de AI (20) y compararse en el mismo con los datos de hallazgo de los pacientes comparativos, para crear con ello un diagnóstico para el paciente examinado (11),
- estando previstos en total cuatro sensores (S1, S2, S3, S4), en correspondencia con en total cuatro puntos de derivación (E1-E4) en el cuerpo (14) del paciente (11), y
- 45 pudiendo comprobarse una posición al menos del sensor (S1), que está asociado al primer punto de derivación (E1), por medio del equipo (10) y estando configurado para ello el equipo (10) desde el punto de vista de la técnica de programa de tal manera que puede determinarse y representarse un vector espacial (24) relativo al corazón (12), representando este vector espacial (24) el vector del campo eléctrico, que se forma mediante la actividad del corazón (12), pudiendo detectarse valores de medición del corazón (12) en el cuerpo (14) en un primer punto de derivación (E1), en un segundo punto de derivación (E2), en un tercer punto de derivación (E3) y en un cuarto punto de derivación (E4), pudiendo medirse diferencias de potencial en forma de una derivación anterior (A) entre el primer punto de derivación (E1) y el cuarto punto de derivación (E4), de una derivación dorsal (D) entre el segundo punto de derivación (E2) y el cuarto punto de derivación (E4), de una derivación horizontal (H) entre el tercer punto de derivación (E3) y el cuarto punto de derivación (E4), de una derivación vertical (V) entre el primer punto de derivación (E1) y el tercer punto de derivación (E3), y de una derivación inferior (I) entre el primer punto de derivación (E1) y el segundo punto de derivación (E2), pudiendo formarse un sistema ortogonal con las relaciones:

$$x = D \cos 45^\circ - I$$

$$y = D \sin 45^\circ + A$$

$$z = (V - H) \sin 45^\circ$$

y reproduciéndose los valores de medición y el vector espacial (24) determinado a partir de los mismos en este sistema ortogonal (x, y, z),

5 pudiendo realizarse por el equipo (10) la siguiente secuencia de etapas:

(a) realizar una medición en un paciente usando los puntos de derivación primero a cuarto (E1-E4) en el cuerpo (14) del paciente, para obtener con ello un cardiograma para ese paciente,

10 (b) extraer las amplitudes de la onda R del cardiograma de la etapa (a) para cada latido del corazón en la dirección x, y y z,

15 (c) determinar los valores medios μ_x , μ_y , μ_z y las desviaciones estándar σ_x , σ_y , σ_z de las amplitudes detectadas en cada caso en milivoltios del cardiograma según la etapa (b), formándose con estos valores medios y las desviaciones estándar entonces un vector de cálculo (26),

(d) formar una matriz de coeficientes (28), que se ha obtenido en base a una transformación de ejes principales para mediciones en pacientes comparativos con diferentes esquemas de aplicación,

20 (e) multiplicar el vector de cálculo (26) de la etapa (c) con la matriz de coeficientes (28) de la etapa (d), para la formación de un vector de resultado (30) con en total seis ejes principales ($PC_1 - PC_6$), tratándose en el caso de la matriz de coeficientes (28), con la que se multiplica en la etapa (e) el vector de cálculo (26) para la formación del vector de resultado (30), de una matriz de coeficientes de 6×6 ,

25 (f) extraer el primer eje principal (PC_1) y el segundo eje principal (PC_2) del vector de resultado (30) de la etapa (e), para la formación de un punto de referencia (PC_1, PC_2) en el espacio del primer y segundo eje principal,

30 (g) determinar una distancia euclídea del punto de referencia (PC_1, PC_2) con respecto a un punto objetivo predeterminado (PC_1^{fit}, PC_2^{fit}), que corresponde a una posición correcta de los cuatro puntos de derivación (E1-E4) en el cuerpo humano (14), y

35 (h) en el caso de que la distancia del punto de referencia (PC_1, PC_2) con respecto al punto objetivo predeterminado (PC_1^{fit}, PC_2^{fit}) sea mayor que un valor máximo predeterminado: realizar una corrección angular para un primer triángulo (31) formado por el primer punto de derivación (E1), el tercer punto de derivación (E3) y el cuarto punto de derivación (E4), y para un segundo triángulo (32) formado por el primer punto de derivación (E1), el segundo punto de derivación (E2) y el cuarto punto de derivación (E4), de modo que con ello se minimice la distancia euclídea entre el punto de referencia (PC_1, PC_2) y el punto objetivo predeterminado (PC_1^{fit}, PC_2^{fit}) mediante la adaptación del sistema ortogonal (x, y, z) a la geometría modificada, determinándose en la etapa (h) mediante la corrección angular valores de adaptación (ϵ, η), con los que se corrigen los ángulos no rectos (α) del primer triángulo (31) y los ángulos no rectos (β) del segundo triángulo (32), de modo que de ese modo se compensa al menos una posición no correcta del primer punto de derivación (E1) en el cuerpo humano (14).

45 11. Equipo (10) según la reivindicación 10, caracterizado porque el equipo de evaluación (18) está configurado desde el punto de vista de la técnica de programa de tal manera que las magnitudes medidas ortogonalizadas, que se obtienen con las señales de ECG filtradas en base a la cardiografía vectorial, se transforman a coordenadas esféricas.

50 12. Equipo (10) según la reivindicación 10 u 11, caracterizado porque los sensores (S1-S4) están integrados en una camiseta (22), concretamente en zonas de la camiseta (22), que están asociadas a una posición correcta de los cuatro puntos de derivación (E1, E2, E3, E4) en el cuerpo (14) del paciente (11).

55 13. Equipo (10) según una de las reivindicaciones 10 a 12, caracterizado porque el sistema de IA (20) está entrenado, preferiblemente porque el sistema de IA (20) está entrenado con un número de valores de aprendizaje específicos (f), que se han determinado basándose en una cantidad (M) de pacientes con un hallazgo conocido, más preferiblemente porque el sistema de IA (20) está entrenado con un procedimiento según una de las reivindicaciones 7 a 13, más preferiblemente porque el sistema de IA (20) presenta al menos una red neuronal (20_N).

60

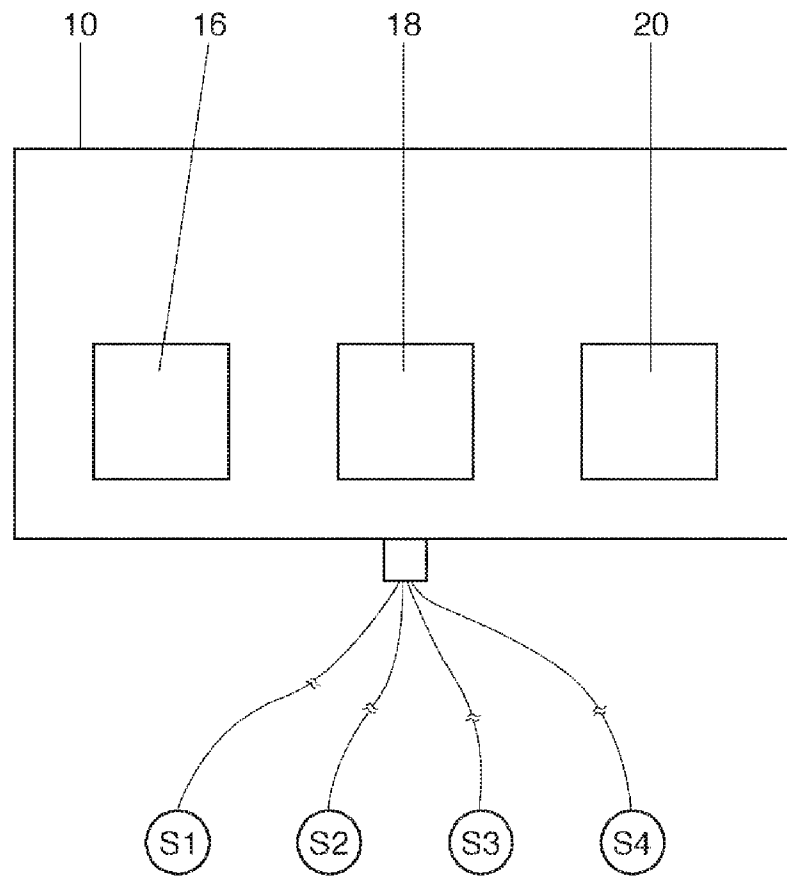


Fig. 1

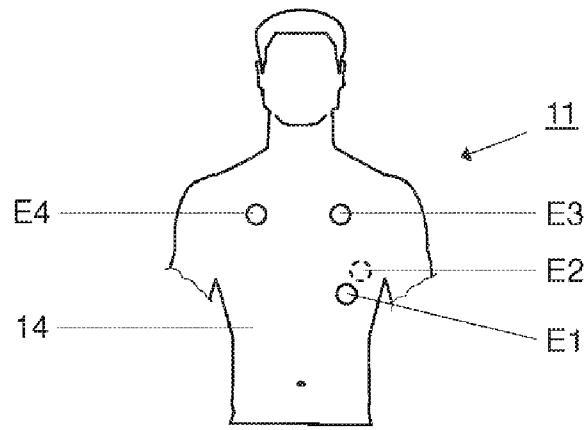


Fig. 2a

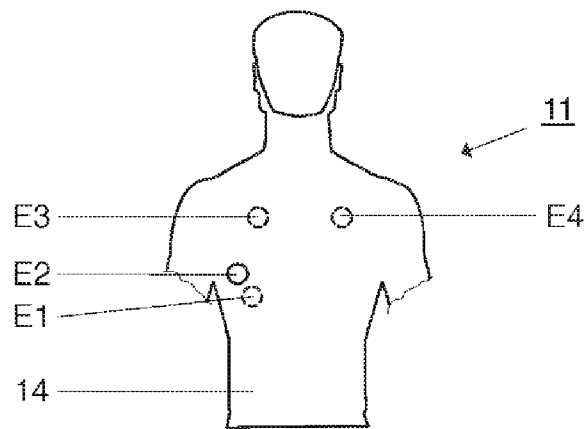


Fig. 2b

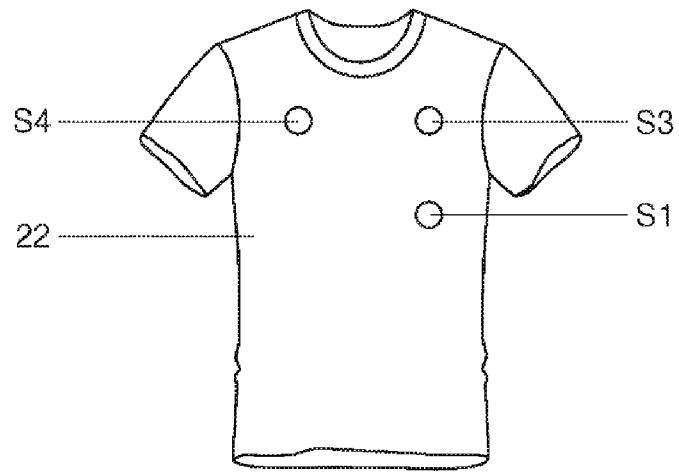


Fig. 3a

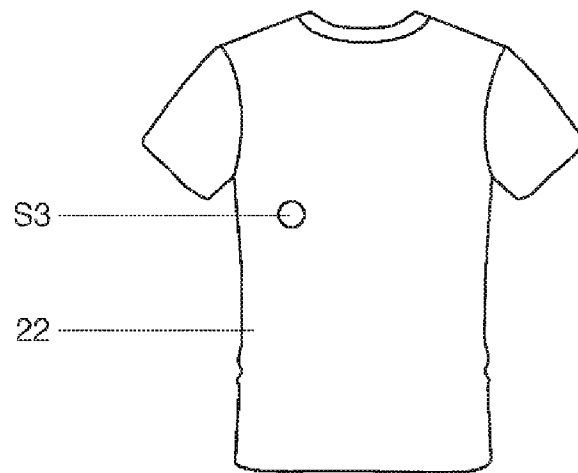


Fig. 3b

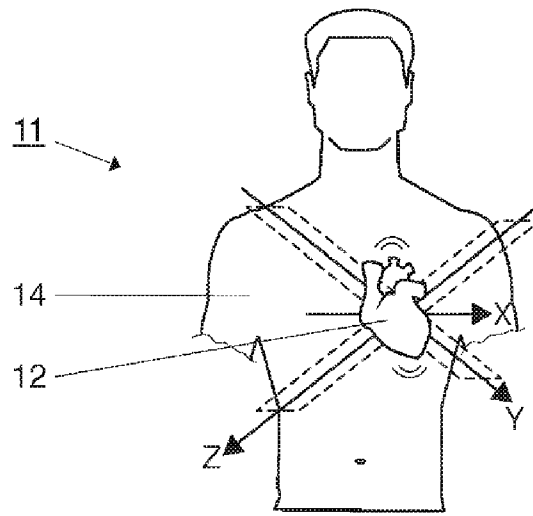


Fig. 4

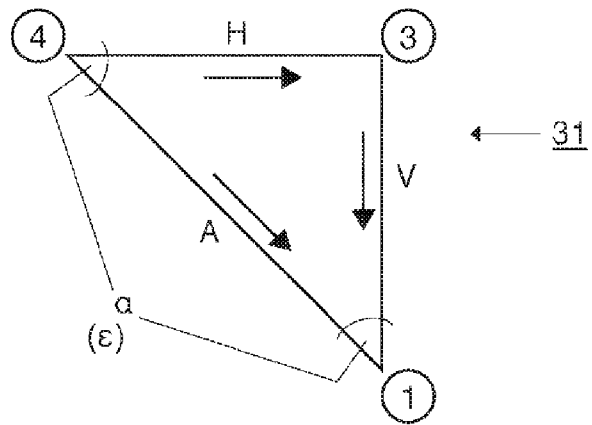


Fig. 5a

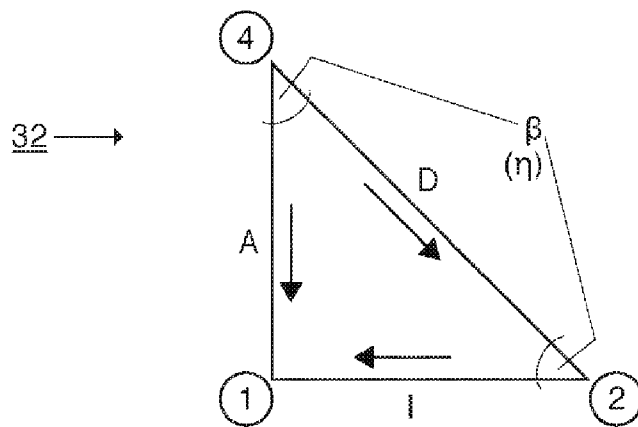


Fig. 5b

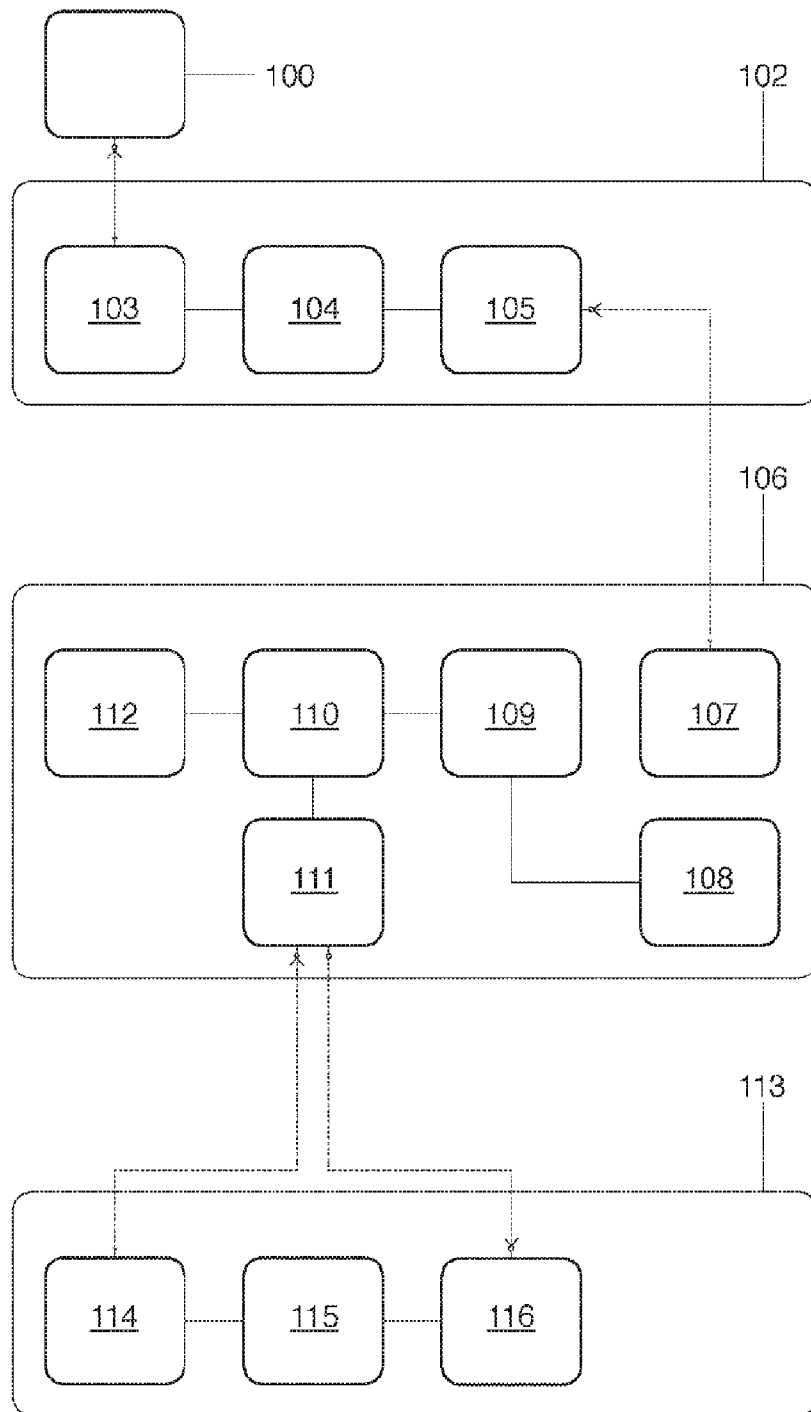


Fig. 6

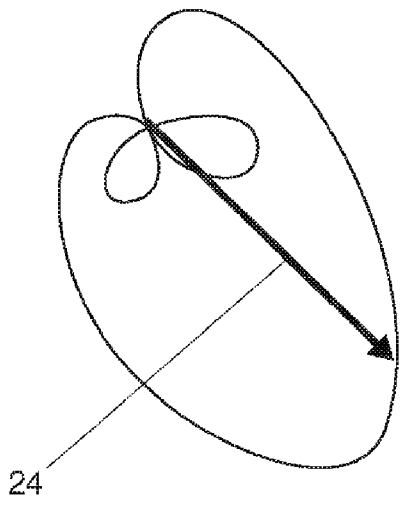


Fig. 7a

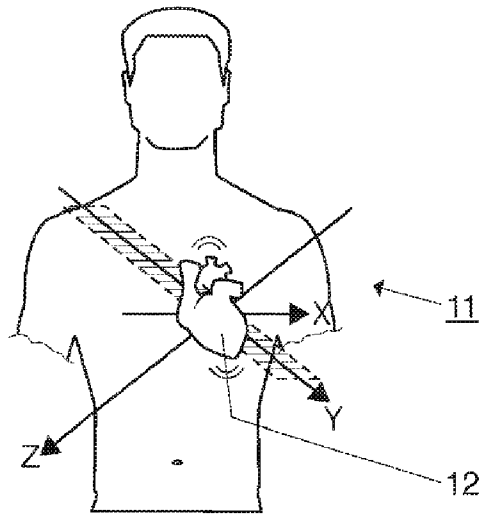


Fig. 7b

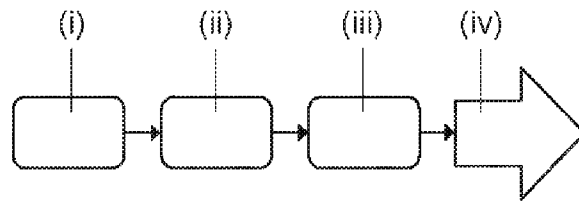


Fig. 8

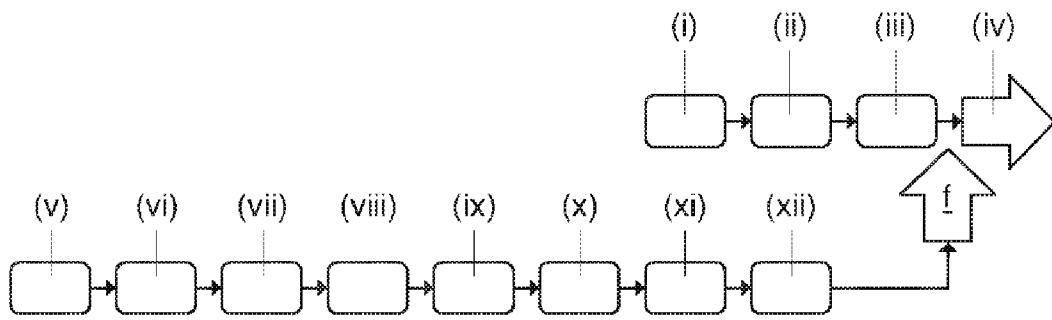


Fig. 9

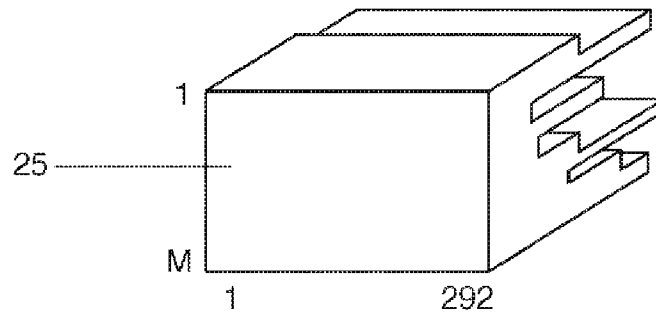


Fig. 10a

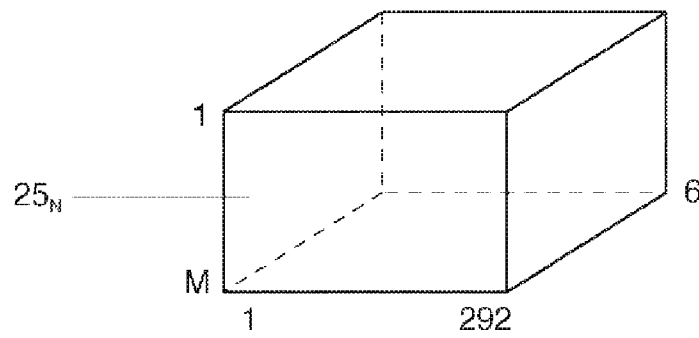


Fig. 10b

- | | |
|--------------------------------------|--|
| 1. Mag-Difference-QRS_begin-R | 44. Ele-Difference-T_begin-T_end |
| 2. Mag-Difference-QRS_begin-QRS_end | 45. Ele-Difference-T-T_end |
| 3. Mag-Difference-QRS_begin-T_begin | 46. Mag-Triangle-QRS_begin-R-QRS_end |
| 4. Mag-Difference-QRS_begin-T | 47. Mag-Triangle-QRS_begin-R-T_begin |
| 5. Mag-Difference-QRS_begin-T_end | 48. Mag-Triangle-QRS_begin-R-T |
| 6. Mag-Difference-R-QRS_end | 49. Mag-Triangle-QRS_begin-R-T_end |
| 7. Mag-Difference-R-T_begin | 50. Mag-Triangle-QRS_begin-QRS_end-T_begin |
| 8. Mag-Difference-R-T | 51. Mag-Triangle-QRS_begin-QRS_end-T |
| 9. Mag-Difference-R-T_end | 52. Mag-Triangle-QRS_begin-QRS_end-T_end |
| 10. Mag-Difference-QRS_end-T_begin | 53. Mag-Triangle-QRS_begin-T_begin-T |
| 11. Mag-Difference-QRS_end-T | 54. Mag-Triangle-QRS_begin-T_begin-T_end |
| 12. Mag-Difference-QRS_end-T_end | 55. Mag-Triangle-QRS_begin-T-T_end |
| 13. Mag-Difference-T_begin-T | 56. Mag-Triangle-R-QRS_end-T_begin |
| 14. Mag-Difference-T_begin-T_end | 57. Mag-Triangle-R-QRS_end-T |
| 15. Mag-Difference-T-T_end | 58. Mag-Triangle-R-QRS_end-T_end |
| 16. Azi-Difference-QRS_begin-R | 59. Mag-Triangle-R-T_begin-T |
| 17. Azi-Difference-QRS_begin-QRS_end | 60. Mag-Triangle-R-T_begin-T_end |
| 18. Azi-Difference-QRS_begin-T_begin | 61. Mag-Triangle-R-T-T_end |
| 19. Azi-Difference-QRS_begin-T | 62. Mag-Triangle-QRS_end-T_begin-T |
| 20. Azi-Difference-QRS_begin-T_end | 63. Mag-Triangle-QRS_end-T_begin-T_end |
| 21. Azi-Difference-R-QRS_end | 64. Mag-Triangle-QRS_end-T-T_end |
| 22. Azi-Difference-R-T_begin | 65. Mag-Triangle-T_begin-T-T_end |
| 23. Azi-Difference-R-T | 66. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-QRS_beginY |
| 24. Azi-Difference-R-T_end | 67. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-QRS_beginZ |
| 25. Azi-Difference-QRS_end-T_begin | 68. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-RX |
| 26. Azi-Difference-QRS_end-T | 69. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-RY |
| 27. Azi-Difference-QRS_end-T_end | 70. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-RZ |
| 28. Azi-Difference-T_begin-T | 71. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-QRS_endX |
| 29. Azi-Difference-T_begin-T_end | 72. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-QRS_endY |
| 30. Azi-Difference-T-T_end | 73. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-QRS_endZ |
| 31. Ele-Difference-QRS_begin-R | 74. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-T_beginX |
| 32. Ele-Difference-QRS_begin-QRS_end | 75. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-T_beginY |
| 33. Ele-Difference-QRS_begin-T_begin | 76. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-T_beginZ |
| 34. Ele-Difference-QRS_begin-T | 77. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-TX |
| 35. Ele-Difference-QRS_begin-T_end | 78. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-TY |
| 36. Ele-Difference-R-QRS_end | 79. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-TZ |
| 37. Ele-Difference-R-T_begin | 80. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-T_endX |
| 38. Ele-Difference-R-T | 81. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-T_endY |
| 39. Ele-Difference-R-T_end | 82. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginX-T_endZ |
| 40. Ele-Difference-QRS_end-T_begin | 83. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-QRS_beginZ |
| 41. Ele-Difference-QRS_end-T | 84. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-RX |
| 42. Ele-Difference-QRS_end-T_end | 85. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-RY |
| 43. Ele-Difference-T_begin-T | 86. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-RZ |

Fig. 11a

- | | |
|---|---|
| 87. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-QRS_endX | 130. Cartesian-TimeDiff-RY-QRS_endY |
| 88. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-QRS_endY | 131. Cartesian-TimeDiff-RY-QRS_endZ |
| 89. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-QRS_endZ | 132. Cartesian-TimeDiff-RY-T_beginX |
| 90. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-T_beginX | 133. Cartesian-TimeDiff-RY-T_beginY |
| 91. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-T_beginY | 134. Cartesian-TimeDiff-RY-T_beginZ |
| 92. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-T_beginZ | 135. Cartesian-TimeDiff-RY-TX |
| 93. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-TX | 136. Cartesian-TimeDiff-RY-TY |
| 94. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-TY | 137. Cartesian-TimeDiff-RY-TZ |
| 95. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-TZ | 138. Cartesian-TimeDiff-RY-T_endX |
| 96. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-T_endX | 139. Cartesian-TimeDiff-RY-T_endY |
| 97. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-T_endY | 140. Cartesian-TimeDiff-RY-T_endZ |
| 98. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginY-T_endZ | 141. Cartesian-TimeDiff-RZ-QRS_endX |
| 99. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-RX | 142. Cartesian-TimeDiff-RZ-QRS_endY |
| 100. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-RY | 143. Cartesian-TimeDiff-RZ-QRS_endZ |
| 101. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-RZ | 144. Cartesian-TimeDiff-RZ-T_beginX |
| 102. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-QRS_endX | 145. Cartesian-TimeDiff-RZ-T_beginY |
| 103. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-QRS_endY | 146. Cartesian-TimeDiff-RZ-T_beginZ |
| 104. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-QRS_endZ | 147. Cartesian-TimeDiff-RZ-TX |
| 105. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-T_beginX | 148. Cartesian-TimeDiff-RZ-TY |
| 106. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-T_beginY | 149. Cartesian-TimeDiff-RZ-TZ |
| 107. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-T_beginZ | 150. Cartesian-TimeDiff-RZ-T_endX |
| 108. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-TX | 151. Cartesian-TimeDiff-RZ-T_endY |
| 109. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-TY | 152. Cartesian-TimeDiff-RZ-T_endZ |
| 110. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-TZ | 153. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-QRS_endY |
| 111. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-T_endX | 154. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-QRS_endZ |
| 112. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-T_endY | 155. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-T_beginX |
| 113. Cartesian-TimeDiff-QRS_beginZ-T_endZ | 156. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-T_beginY |
| 114. Cartesian-TimeDiff-RX-RY | 157. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-T_beginZ |
| 115. Cartesian-TimeDiff-RX-RZ | 158. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-TX |
| 116. Cartesian-TimeDiff-RX-QRS_endX | 159. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-TY |
| 117. Cartesian-TimeDiff-RX-QRS_endY | 160. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-TZ |
| 118. Cartesian-TimeDiff-RX-QRS_endZ | 161. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-T_endX |
| 119. Cartesian-TimeDiff-RX-T_beginX | 162. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-T_endY |
| 120. Cartesian-TimeDiff-RX-T_beginY | 163. Cartesian-TimeDiff-QRS_endX-T_endZ |
| 121. Cartesian-TimeDiff-RX-T_beginZ | 164. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-QRS_endZ |
| 122. Cartesian-TimeDiff-RX-TX | 165. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-T_beginX |
| 123. Cartesian-TimeDiff-RX-TY | 166. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-T_beginY |
| 124. Cartesian-TimeDiff-RX-TZ | 167. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-T_beginZ |
| 125. Cartesian-TimeDiff-RX-T_endX | 168. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-TX |
| 126. Cartesian-TimeDiff-RX-T_endY | 169. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-TY |
| 127. Cartesian-TimeDiff-RX-T_endZ | 170. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-TZ |
| 128. Cartesian-TimeDiff-RY-RZ | 171. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-T_endX |
| 129. Cartesian-TimeDiff-RY-QRS_endX | 172. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-T_endY |

Fig. 11b

- | | |
|---|---------------------------------------|
| 173. Cartesian-TimeDiff-QRS_endY-T_endZ | 216. Cartesian-TimeDiff-T_endX-T_endY |
| 174. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-T_beginX | 217. Cartesian-TimeDiff-T_endX-T_endZ |
| 175. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-T_beginY | 218. Cartesian-TimeDiff-T_endY-T_endZ |
| 176. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-T_beginZ | 219. areaQuotient_RT_3D |
| 177. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-TX | 220. QRS-LoopArea |
| 178. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-TY | 221. T-LoopArea |
| 179. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-TZ | 222. XQRS-1DIntegral |
| 180. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-T_endX | 223. YQRS-1DIntegral |
| 181. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-T_endY | 224. ZQRS-1DIntegral |
| 182. Cartesian-TimeDiff-QRS_endZ-T_endZ | 225. XT-1DIntegral |
| 183. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-T_beginY | 226. YT-1DIntegral |
| 184. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-T_beginZ | 227. ZT-1DIntegral |
| 185. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-TX | 228. QuotientQRS_XY |
| 186. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-TY | 229. QuotientQRS_XZ |
| 187. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-TZ | 230. QuotientQRS_YZ |
| 188. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-T_endX | 231. QuotientT_XY |
| 189. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-T_endY | 232. QuotientT_XZ |
| 190. Cartesian-TimeDiff-T_beginX-T_endZ | 233. QuotientT_YZ |
| 191. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-T_beginZ | 234. QRS-MagIntegral |
| 192. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-TX | 235. T-MagIntegral |
| 193. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-TY | 236. areaQuotient_RT_int |
| 194. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-TZ | 237. InterBeatTimeDiffX-QRS_beginX |
| 195. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-T_endX | 238. InterBeatTimeDiffX-RX |
| 196. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-T_endY | 239. InterBeatTimeDiffX-QRS_endX |
| 197. Cartesian-TimeDiff-T_beginY-T_endZ | 240. InterBeatTimeDiffX-T_beginX |
| 198. Cartesian-TimeDiff-T_beginZ-TX | 241. InterBeatTimeDiffX-TX |
| 199. Cartesian-TimeDiff-T_beginZ-TY | 242. InterBeatTimeDiffX-T_endX |
| 200. Cartesian-TimeDiff-T_beginZ-TZ | 243. InterBeatTimeDiffY-QRS_beginY |
| 201. Cartesian-TimeDiff-T_beginZ-T_endX | 244. InterBeatTimeDiffY-RY |
| 202. Cartesian-TimeDiff-T_beginZ-T_endY | 245. InterBeatTimeDiffY-QRS_endY |
| 203. Cartesian-TimeDiff-T_beginZ-T_endZ | 246. InterBeatTimeDiffY-T_beginY |
| 204. Cartesian-TimeDiff-TX-TY | 247. InterBeatTimeDiffY-TY |
| 205. Cartesian-TimeDiff-TX-TZ | 248. InterBeatTimeDiffY-T_endY |
| 206. Cartesian-TimeDiff-TX-T_endX | 249. InterBeatTimeDiffZ-QRS_beginZ |
| 207. Cartesian-TimeDiff-TX-T_endY | 250. InterBeatTimeDiffZ-RZ |
| 208. Cartesian-TimeDiff-TX-T_endZ | 251. InterBeatTimeDiffZ-QRS_endZ |
| 209. Cartesian-TimeDiff-TY-TZ | 252. InterBeatTimeDiffZ-T_beginZ |
| 210. Cartesian-TimeDiff-TY-T_endX | 253. InterBeatTimeDiffZ-TX |
| 211. Cartesian-TimeDiff-TY-T_endY | 254. InterBeatTimeDiffZ-T_endZ |
| 212. Cartesian-TimeDiff-TY-T_endZ | 255. Mag-Val-QRS_begin |
| 213. Cartesian-TimeDiff-TZ-T_endX | 256. Mag-Val-R |
| 214. Cartesian-TimeDiff-TZ-T_endY | 257. Mag-Val-QRS_end |
| 215. Cartesian-TimeDiff-TZ-T_endZ | 258. Mag-Val-T_begin |

Fig. 11c

ES 2 958 932 T3

259. Mag-Val-T
260. Mag-Val-T_end
261. Azi-Val-QRS_begin
262. Azi-Val-R
263. Azi-Val-QRS_end
264. Azi-Val-T_begin
265. Azi-Val-T
266. Azi-Val-T_end
267. Ele-Val-QRS_begin
268. Ele-Val-R
269. Ele-Val-QRS_end
270. Ele-Val-T_begin
271. Ele-Val-T
272. Ele-Val-T_end
273. azi_RR_norm
274. azi_no_norm
275. ele_RR_norm
276. ele_no_norm
277. mag_RR_norm
278. mag_no_norm
279. muQRS
280. sigmaQRS
281. muT
282. sigmaQRS
283. superpositionT-QRS
284. sanzangle
285. age
286. weight
287. height
288. BMI
289. NaN_number
290. CrossCor_features(1)
291. CrossCor_features(2)
292. CrossCor_features(3)

Fig. 11d

Estadísticas

- 1 Valor medio
- 2 Varianza
- 3 Curtosis
- 4 Asimetría
- 5 Cuantil del 5%
- 6 Cuantil del 95%

Fig. 12

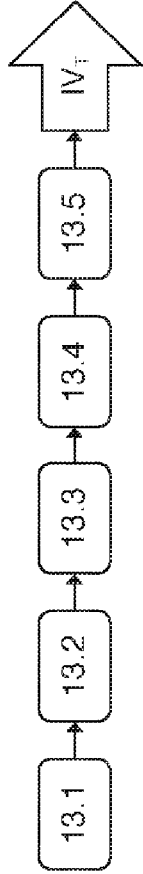


Fig. 13

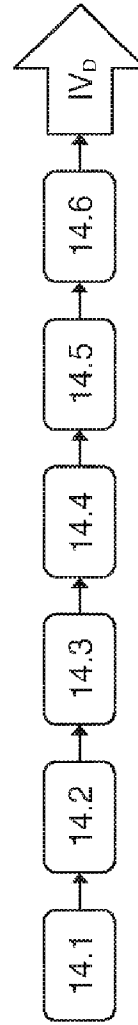


Fig. 14

$$\underbrace{\begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{26} \\ \vdots & & & \vdots \\ C_{61} & C_{62} & \dots & C_{66} \end{bmatrix}}_{28} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} \mu_x^{\text{nuevo}} \\ \mu_y^{\text{nuevo}} \\ \mu_z^{\text{nuevo}} \\ \sigma_x^{\text{nuevo}} \\ \sigma_y^{\text{nuevo}} \\ \sigma_z^{\text{nuevo}} \end{bmatrix}}_{26} = \underbrace{\begin{bmatrix} PC1^{\text{nuevo}} \\ PC2^{\text{nuevo}} \\ \cancel{PC3^{\text{nuevo}}} \\ \cancel{PC4^{\text{nuevo}}} \\ \cancel{PC5^{\text{nuevo}}} \\ \cancel{PC6^{\text{nuevo}}} \end{bmatrix}}_{30} \Bigg\} 0$$

Fig. 15

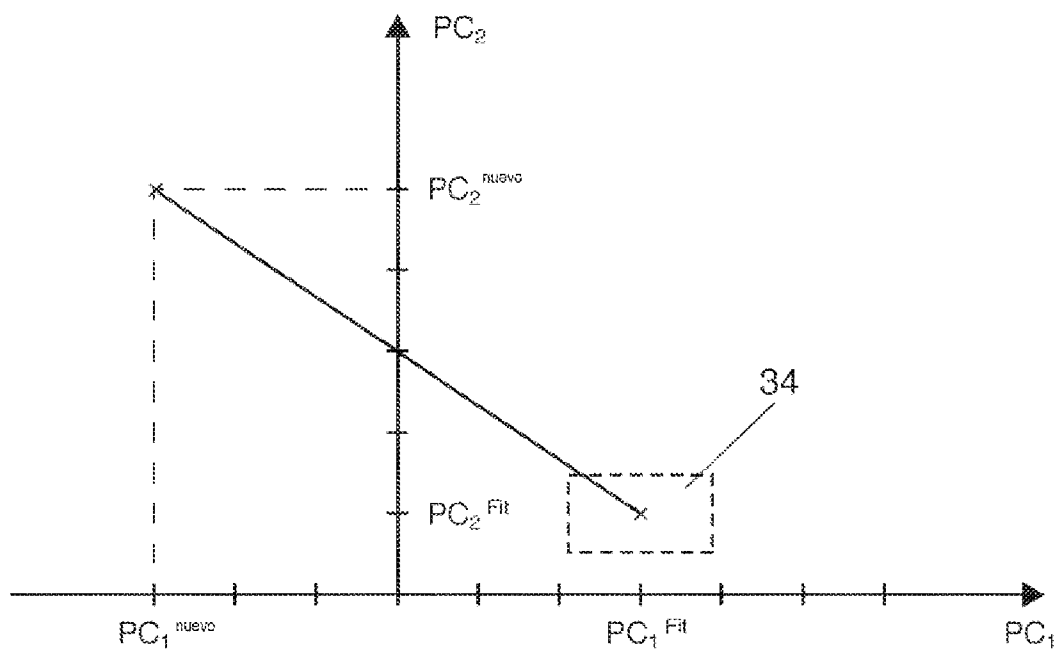


Fig. 16

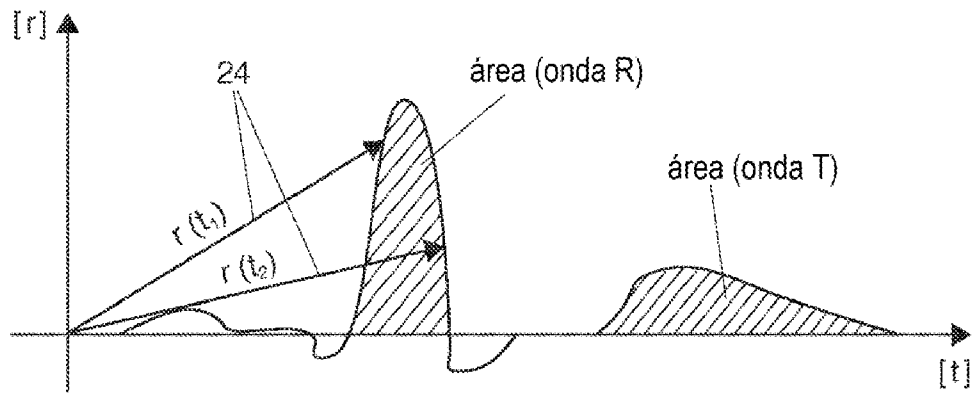


Fig. 17

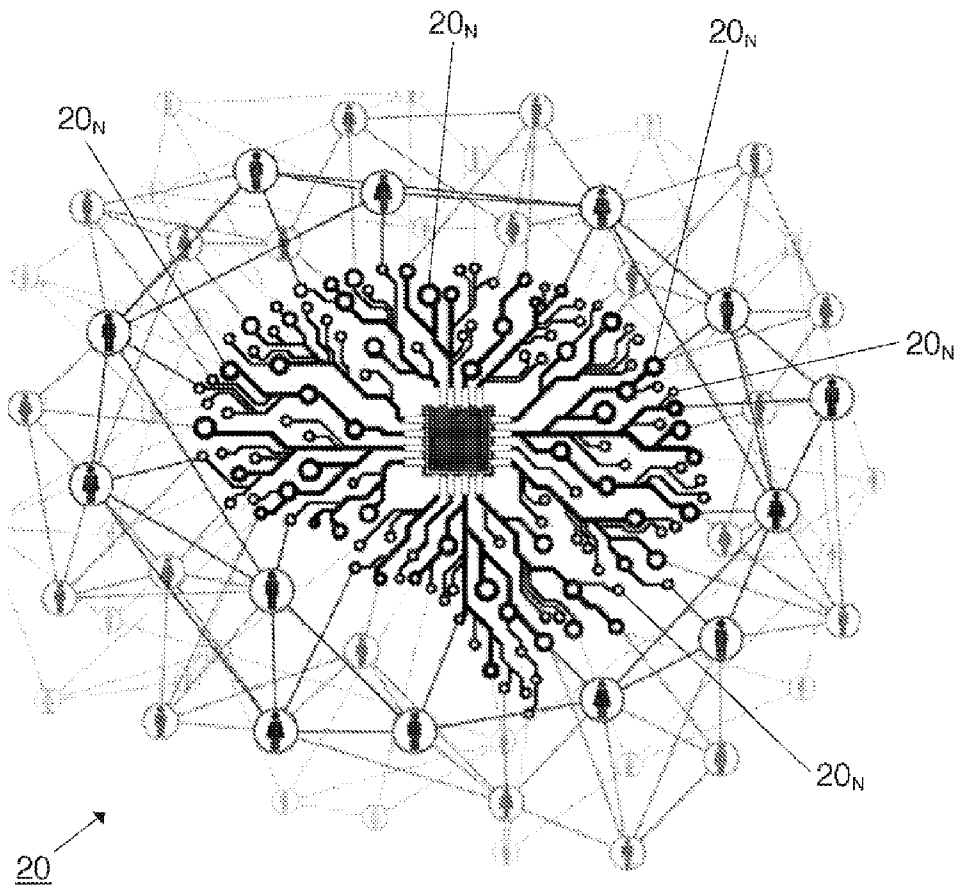


Fig. 18