(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
26. November 2015 (26.11.2015)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2015/176088 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/0428 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/AT2015/000080

(22) Internationales Anmeldedatum:
22. Mai 2015 (22.05.2015)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
A 397/2014 23. Mai 2014 (23.05.2014) AT

(71) Anmelder: **HUMAN RESEARCH INSTITUT FÜR GESUNDHEITSTECHNOLOGIE UND PRÄVENTIONSFORSCHUNG GMBH** [AT/AT]; Franz-Pichler-Straße 30, 8160 Weiz (AT). **JOYSYS GMBH** [AT/AT]; Franz-Pichler-Straße 30, 8160 Weiz (AT).

(72) Erfinder: **HASSLER, Thomas**; Pfeifferhofweg 151, 8045 Graz (AT). **MOSER, Maximilian**; Höhe 41, 9074 Keutschach (AT).

(74) Anwalt: **GIBLER & POTH PATENTANWÄLTE OG**; Dorotheergasse 7/14, 1010 Wien (AT).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: ECG DEVICE

(54) Bezeichnung : EKG-GERÄT

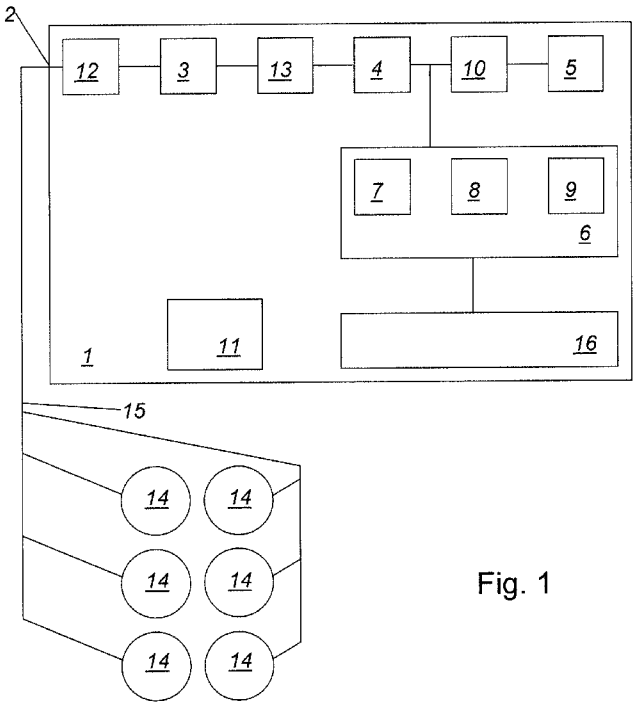


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to an ECG device (1) having at least one input (2) for an electrical ECG signal, wherein the input (2) is connected to a low pass filter (3) having a threshold frequency of at least 1 kHz, and an output of said low pass filter (3) is connected to an input of an analog to digital converter (4) having a sampling rate of at least double the threshold frequency of the low pass filter.

(57) Zusammenfassung: Bei einem EKG-Gerät (1) mit wenigstens einem Eingang (2) für ein elektrisches EKG-Signal, wird vorgeschlagen, dass der Eingang (2) mit einem Tiefpassfilter (3) mit einer Grenzfrequenz von wenigstens 1 kHz verbunden ist, und dass ein Ausgang des Tiefpassfilters (3) mit einem Eingang eines A/D-Wandlers (4) mit einer Samplingrate von wenigstens der doppelten Grenzfrequenz des Tiefpassfilters verbunden ist.

WO 2015/176088 A2

RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

EKG-Gerät

Die Erfindung betrifft ein EKG-Gerät gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

Es ist bekannt die Aktivitäten des Herzens eines Organismus mittels eines sog. EKGs, daher eines Elektrokardiogramms, zu beobachten bzw. zu überwachen. Die derart ermittelten Kurven der Herztätigkeit werden in der Regel lediglich visuell durch einen Arzt bewertet.

Es hat sich gezeigt, dass aus der mittels EKG aufgenommenen Herzaktivität eines Lebewesens erheblich mehr Informationen gewonnen werden können, welche der Diagnosestellung eines Mediziners hilfreich sein können, als dies bislang der Fall ist. Allerdings haben sich die herkömmlichen EKG-Geräte als nicht geeignet erwiesen diese Informationen bereit zu stellen. Dadurch werden dem behandelnden Arzt nur ein Bruchteil der an sich möglichen Informationen über den Zustand des Probanden zugänglich gemacht. Dadurch stellt dieser eine Diagnose, welche auf einer mangelhaften Anamnese beruht. Dadurch wird die Erstellung einer zutreffenden Diagnose erschwert bzw. verhindert, was wiederum eine mangelhafte Therapie bzw. Behandlung des betreffenden Probanden zur Folge haben kann. Dies hat negative Auswirkungen auf ein Lebewesen. Zudem stellt eine falsche bzw. unnötige Behandlung eine vermeidbare Belastung des Gesundheitssystems dar.

Aufgabe der Erfindung ist es daher ein EKG-Gerät der eingangs genannten Art anzugeben, mit welchem die genannten Nachteile vermieden werden können, mit welchem die Anamnese eines Arztes verbessert werden kann, und mit welchem unnötige Therapien eines Probanden vermieden werden können.

Erfindungsgemäß wird dies durch die Merkmale des Patentanspruches 1 erreicht.

Dadurch kann eine bessere Anamnese und Diagnose eines Probanden erfolgen. Dadurch kann gegebenenfalls eine Therapie besser auf die tatsächlichen Bedürfnisse eines Probanden bzw. Patienten abgestimmt werden. Dadurch können Fehleinschätzungen vermieden werden, wie diese aufgrund mangelhafter Messergebnisse erfolgten. Dadurch können unnötige Therapien eines Probanden vermieden werden. Dadurch können einfach und genau zusätzliche Informationen aus einem aufgenommenen EKG-Signal ermittelt werden. Dadurch können

detaillierte Daten erhoben werden, welche weiterführende Analysen, etwa im Frequenzbereich oder einem anderen Bildbereich ermöglichen. Die derart ermittelten Daten können gespeichert werden.

Die Erfindung betrifft weiters ein Verfahren gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruches 20.

Aufgabe der Erfindung ist es daher ein Verfahren der vorstehend genannten Art anzugeben, mit welchem die genannten Nachteile vermieden werden können, mit welchem die Anamnese eines Arztes verbessert werden kann, und mit welchem unnötige Therapien eines Probanden vermieden werden können.

Erfindungsgemäß wird dies durch die Merkmale des Patentanspruches 20 erreicht.

Dadurch können die vorstehend zum Patentanspruch 1 vorgebrachten Vorteile erzielt werden.

Die Unteransprüche betreffen weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung.

Ausdrücklich wird hiermit auf den Wortlaut der Patentansprüche Bezug genommen, wodurch die Ansprüche an dieser Stelle durch Bezugnahme in die Beschreibung eingefügt sind und als wörtlich wiedergegeben gelten.

Die Erfindung wird unter Bezugnahme auf die beigeschlossenen Zeichnungen, in welcher lediglich eine bevorzugte Ausführungsform beispielhaft dargestellt ist, näher beschrieben. Dabei zeigt

Fig. 1 ein Blockschaltbild einer bevorzugten Ausführungsform eines gegenständlichen EKG-Geräts; und

Fig. 2 einen zeitlichen Verlauf der Herzrate.

Fig. 1 zeigt eine bevorzugte Ausführungsform eines EKG-Geräts 1 mit wenigstens einem Eingang 2 für ein elektrisches und/oder magmetisches EKG-Signal, wobei der Eingang 2 mit einem Tiefpassfilter 3 mit einer Grenzfrequenz von wenigstens 1 kHz, insbesondere wenigstens 3kHz, verbunden ist, und wobei ein Ausgang des Tiefpassfilters 3 mit einem Eingang eines A/D-Wandlers 4 mit einer Samplingrate von wenigstens der doppelten Grenzfrequenz des Tiefpassfilters verbunden ist.

Dadurch kann eine bessere Anamnese und Diagnose eines Probanden erfolgen. Dadurch kann gegebenenfalls eine Therapie besser auf die tatsächlichen Bedürfnisse eines Probanden bzw. Patienten abgestimmt werden. Dadurch können Fehleinschätzungen vermieden werden, wie diese aufgrund mangelhafter Messergebnisse erfolgten. Dadurch können unnötige Therapien eines Probanden vermieden werden. Dadurch können einfach und genau zusätzliche Informationen aus einem aufgenommenen EKG-Signal ermittelt werden. Dadurch können detaillierte Daten erhoben werden, welche weiterführende Analysen, etwa im Frequenzbereich oder einem anderen Bildbereich ermöglichen. Die derart ermittelten Daten können gespeichert werden.

Das EKG-Gerät 1 weist zumindest einen Eingang 2 auf, welcher bevorzugt als elektrischer Eingang ausgebildet ist. Der Eingang 2 ist bevorzugt dazu vorgesehen und ausgebildet, dass ein Kabel angeschlossen werden kann oder angeschlossen ist, welches mit zumindest einer Elektrode 14 verbunden ist, zur Befestigung an einem Körper eines Lebewesens. Bevorzugt ist eine vorgebbare Anzahl an Eingängen 2 vorgesehen, insbesondere ist vorgesehen, dass das EKG-Gerät 1 einen, zwei, drei, sechs, neun oder zwölf Eingänge 2 aufweist. In Figur 1 ist lediglich ein Eingang 2 eingezeichnet, welcher über lediglich stilisiert dargestellte Verbindungskabel 15 mit sechs Elektroden 14 verbunden ist. Hinter dem Eingang 2 kann eine Multiplexer angeordnet sein.

Gemäß der bevorzugten Ausführungsform ist schaltungstechnisch hinter dem Eingang 2 ein Eingangsverstärker 12 angeordnet, welcher bevorzugt als Differenzverstärker ausgebildet ist. Vorzugsweise ist vorgesehen, dass der Eingangsverstärker 12 eine elektrisch stabilisierte Masse aufweist. Bevorzugt ist eine vollsymmetrische Ausbildung des Eingangsverstärkers 12 vorgesehen.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass der als Differenzverstärker ausgebildete Eingangsverstärker 12 eine hohe Eingangsempfindlichkeit aufweist, verbunden mit einer hohen Bandbreite und einem hohen Störsignal-Abstand. Weiters ist bevorzugt vorgesehen, dass der betreffende Differenzverstärker keine Tiefpasscharakteristik aufweist, sondern einen linearen Frequenzgang oder eine sanfte Hochpasscharakteristik. Der betreffende Differenzverstärker kann dabei schaltungstechnisch unterschiedlich ausgebildet werden, unter Berücksichtigung

der gegenständlichen Vorgaben.

Es ist weiters bevorzugt vorgesehen, dass auch bei den verwendeten Elektroden 14 und Verbindungskabel 15 auf einen linearen Frequenzgang bzw. ein Hochpassverhalten geachtet wird, um Dämpfungen in diesem Bereich und entsprechende Verzerrungen so weit als Möglich zu verhindern. Insbesondere ist vorgesehen die Verbindungskabel 15 niederkapazitiv auszubilden. Die entsprechende Kabeltechnologie ist dabei aus dem Bereich der HF-Kabel bzw. sog. Audio NF-Kabel zwar bekannt, findet jedoch im Bereich der Elektrokardiografie bislang keine Anwendung.

Weiters ist bevorzugt vorgesehen, dass an dem wenigstens einen Eingang 2 Verbindungskabel 15 angeschlossen sind, welche jeweils mit einer Elektrode 14 verbunden sind, und dass zumindest Verbindungskabel 15 zur Verbindung mit Ableitungspunkten jeweils identische Längen aufweisen. Dadurch können Phasenfehler zwischen den einzelnen aufgenommenen Signalen verhindert werden. Je nach Art der Ableitungen, daher unipolar oder bipolar, sind die Verbindungskabel 15 dazu vorgesehen mit bestimmten Ableitungspunkten verbunden zu werden. Diese Verbindungskabel 15 sind bevorzugt gleich lang. Sofern eines der Verbindungskabel 15 als Bezugspotential bzw. als Masseleiter dient, kann dieses spezielle Verbindungskabel 15 kürzer als die anderen Verbindungskabel 15 ausgebührt sein.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass die Verbindungskabel 15 einen jeweils identischen Wellenwiderstand aufweisen, wodurch eine unterschiedliche Signaldispersion bzw. Phasenfehler bei verschiedenartig ausgebildeten Kabeln verhindert werden kann. Bevorzugt beträgt der Wellenwiderstand 50 Ω oder 75 Ω.

In diesem Zusammenhang ist weiters bevorzugt vorgesehen, dass die Verbindungskabel 15 geschirmt ausgebildet werden, um elektromagnetische Einstreuungen so verhindern.

Die Elektroden 14 weisen jeweils eine Hautkontaktfläche auf, welche ein Elektrolyt aufweist. Das Elektrolyt ist dabei bevorzugt in einem Kontaktmittel, etwa einem Gel, eingebettet. Die Hautkontaktfläche soll einen niedrigen Übergangswiderstand

gewährleisten. Bevorzugt ist vorgesehen, dass die Hautkontaktfläche ein Elektrolyt und/oder eine Elektrodenoberfläche und/oder ein Elektrodenmaterial aufweist, welches Elektrolyt bzw. welche Elektrodenoberfläche bzw. welches Elektrodenmaterial zur Übertragung von Signalen mit einer Frequenz von mehr als 1kHz, insbesondere mehr als 4kHz, vorzugsweise bis zu 20 kHz, ausgebildet ist. Daher, dass das Elektrolyt eine gute Signalübertragung mit geringer Dämpfung und möglichst linearem Frequenzgang auch in höherfrequenten Bereichen ermöglicht. Dadurch wird die Signalaufnahme positiv unterstützt. Dadurch können hochfrequente Signalanteile aufgenommen werden, welche anschließend vom A/D-Wandler 4 verarbeitet werden und weiter analysiert werden. Insbesondere soll das Elektrolyt keine ausgeprägte Tiefpasscharakteristik aufweisen.

Als besonders vorteilhaft hat sich die Ausbildung des Elektrolyts umfassend Lithium erwiesen. Insbesondere ist dabei vorgesehen, dass die Hautkontaktfläche Lithium als Wesentliches Elektrolyt aufweist, wobei noch weitere Elektrolyte Teil der Hautkontaktfläche sein können. Durch die Verwendung von Lithium als Elektrolyt kann eine gute Signalübertragung im höherfrequenten Bereich erreicht werden, durch geringe Dämpfung im Frequenzbereich bis 20 kHz.

Weiters hat sich die Ausbildung der Elektrodenoberfläche in bzw. als vernetzte Nanostrukturen als besonders vorteilhaft erwiesen.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist weiters vorgesehen, dass die Elektroden als kapazitive Elektroden ausgebildet sind. Kapazitive Elektroden profitieren dabei besonders von der Möglichkeit der gegenständlichen spezifischen digitalen Filterung, wodurch die bei kapazitiven Elektroden ansonsten auftretenden hochfrequenten Einstrahlungen sowie andere Einstreuungen gezielt kompensiert werden können. Durch die digitale Filterung können diese Fehler phasentreu und mit hoher Steilheit selektiv entfernt werden.

Der Eingang 2 ist, bevorzugt mittelbar über den Eingangsverstärker 12, mit einem Tiefpassfilter 3 verbunden. Der Tiefpassfilter 3 ist weiters, wenigstens mittelbar mit einem A/D-Wandler 4 verbunden, daher einem Analog-Digital-Wandler.

Gemäß der bevorzugten Ausführungsform ist schaltungstechnisch zwischen dem

Tiefpassfilter 3 und dem A/D-Wandler 4 ein Zwischenverstärker 13 angeordnet.

Es ist weiters bevorzugt vorgesehen, dass das EKG-Gerät 1 wenigstens eine Antenne aufweist, welche vorzugsweise entsprechend einem Verbindungskabel 15 mit einer Elektrode 14 ausgebildet ist, und dass die Antenne mit einem Antenneneingang des EKG-Geräts 1 schaltungstechnisch verbunden ist. Dadurch können Störsignaleinflüsse aus dem EKG-Signal herausgerechnet werden. Es kann dabei bevorzugt auch vorgesehen sein, die Antenne mit einem Eingang eines als Differenzverstärker ausgebildeten Eingangsverstärkers 12 zu verbinden.

Es ist vorgesehen, dass der A/D-Wandler 4 eine hohe Samplingrate bzw. Samplingfrequenz aufweist, welche auch als Abtastfrequenz bzw. Abtastrate bezeichnet werden kann. Herkömmliche bzw. marktübliche EKG-Geräte arbeiten mit Abtastfrequenzen von maximal 256 Hz. Dies führt, wie sich gezeigt hat, zu Aliasingproblemen bei Verwendung derartiger Geräte in einem Umfeld mit 50 Hz Netzfrequenz. Hinzu kommt, dass derartige handelsübliche Geräte am Eingang ein Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von typischerweise 40 Hz aufweisen, wodurch es bei derartigen Geräten systembedingt unmöglich ist, die R-Zacke zeitlich in brauchbarer Genauigkeit zu detektieren. Es hat sich herausgestellt, dass das EKG weit mehr Informationen über den Zustand des menschlichen oder tierischen Körpers enthält, als bislang angenommen bzw. als bislang ausgewertet. Diese im ursprünglichen EKG-Signal an sich vorhandenen Informationen gehen aber bei den heute verwendeten EKG-Geräten im Zuge der Abtastung bzw. A/D-Wandlung aufgrund der geringen Abtastfrequenzen und/oder Auflösung verloren. Es hat sich beispielsweise gezeigt, dass der ermittelte Wert der Herzratenvariabilität mit zunehmender Abtastfrequenz kontinuierlich sinkt, dass der ermittelte Wert also in erheblichem Maße von der verwendeten Messmethode abhängt. Mit herkömmlichen EKG-Geräten, mit einer derzeit üblichen maximalen Abtastfrequenz von 256 Hz, ermittelte Werte für die Herzratenvariabilität sind daher stark durch die jeweiligen Abtastfehler, Phasenfehler sowie Aliasingeffekte (50Hz stellt beinahe ein Vielfaches zu 256 Hz dar) bestimmt, sodass zu den tatsächlichen physiologischen Schwankungen der Herzrate ein weiterer Fehler dazukommt. Dieser Fehler wirkt sich immer als scheinbare Erhöhung der Herzratenvariabilität aus und verfälscht die Messresultate, sodass die gemessene Herzratenvariabilität bei

geringen Abtastraten, wie beim Stand der Technik, systematisch verfälscht größer wird. Dadurch wird eine Herzratenvariabilität angenommen, welche größer ist, als die tatsächlich auftretenden Schwankungen der Herzrate. Die Messfehler sind daher größer als die Unterschiede der zeitlichen Dauer zwischen zwei Herzschlägen, welche zeitliche Dauer beispielsweise als Zeitdauer zwischen zwei nacheinander auftretenden R-Zacken ermittelt werden kann. Dadurch werden bei der Verwendung derartiger EKG-Geräte nicht nur die Auswertemöglichkeiten nicht ausgeschöpft, eine derartige Auswertung ist aufgrund der systembedingten Fehler tatsächlich unmöglich bzw. sind die ermittelten Werte nicht aussagekräftig.

Bei der R-Zacke handelt es um einen Impuls, welcher sehr hochfrequente Spektralanteile aufweist. Durch die Abtastung mit einer hohen Samplingrate, sowie einer hohen Auflösung, von vorzugsweise wenigsten 12 Bit, insbesondere wenigstens 16 Bit, kann eine geringer Abtastfehler, sowie ein geringer Phasenfehler erreicht werden. Dadurch können die R-Zacken zeitlich sehr genau detektiert werden, und folglich auch die Abstände zwischen den aufeinander folgenden R-Zacken, wodurch ein für die Anamnese aussagekräftiger Wert der Herzratenvariabilität ermittelt werden kann. Durch die hohe Auflösung kann das Digitalisierungsrauschen bzw. das Phasenrauschen sehr gering gehalten werden. Das Phasenrauschen wirkt sich ebenso wie das Rauschen aufgrund der Abtastfehler dahin gehend aus, dass gemessene Werte der Herzratenvariabilität systematisch erhöht werden.

Es hat sich gezeigt, dass ab einer Samplingrate von 2 kHz eine Auflösung erreicht werden kann, welche weiterführende Analysen mit geringen systembedingten Fehlern ermöglicht. Bevorzugt ist vorgesehen, dass der A/D-Wandler 4 das tiefpassgefilterte EKG-Signal mit einer Abtastrate von 3 kHz oder 6 kHz abtastet.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Samplingrate des A/D-Wandlers 4 ein ganzzahliges Vielfaches einer Netzfrequenz eines elektrischen Energieversorgungsnetzes ist. Es hat sich gezeigt, dass es, etwa über die Messelektroden auf der Haut des Probanden, zu Einstreuungen von Störsignalen mit der Netzfrequenz wenigstens eines elektrischen Netzes kommt. Die betreffenden, eingestreuten Störfelder könne dabei von dem elektrischen netz herrühren, an welches das betreffende EKG-Gerät 1 bei netzversorgtem Betrieb

angeschlossen ist. Es hat sich gezeigt, dass auch bei batterieversorgten Geräten Störungen im Bereich der Netzfrequenz elektrischer Leiter in der Umgebung des Probanden feststellbar sind. Dabei kann es bei ungünstiger Wahl der Samplingrate des A/D-Wandlers 4 zu Schwebungen kommen. Durch die Abtastung mit einem ganzzahligen Vielfachen der Netzfrequenz, welche in Europa 50 Hz und in den USA 60 Hz beträgt, kann eine derartige Störung vermieden werden. Bei mobilen Anlagen können diesbezüglich weiters die im Eisenbahnwesen verwendete Netzfrequenz von 16,7 Hz sowie die in vielen Bordnetzen von Flugzeugen üblichen 400 Hz relevant sein, und eine entsprechende Anpassung der Samplingrate vorteilhaft machen. Eine bevorzugte Ausführungsform eines EKG-Geräts 1 für Europa sieht beispielsweise eine Samplingrate von 8 kHz vor, was einem ganzzahligen Vielfachen von 50 Hz entspricht.

Dabei hat es sich als besonders vorteilhaft herausgestellt, wenn die Samplingrate ein ganzzahliges Vielfaches von im Wesentlichen 3 kHz ist, wodurch mit einem Gerät sowohl ein besonders störarmer Betrieb an einem 50 Hz Netz und an einem 60 Hz Netz möglich ist.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass das EKG-Gerät 1 einen entsprechenden Wahlmöglichkeit zur Auswahl der Netzfrequenz aufweist.

Weiters kann bevorzugt vorgesehen sein, dass das EKG-Gerät 1 einen Wechselfelddetektor zur Detektion elektromagnetischer Wechselfelder sowie eine mit dem Wechselfelddetektor verbundene Frequenzanalyseeinheit aufweist. Dadurch kann nicht nur selbsttätig ein elektrisches Wechselfeld detektiert werden, dadurch ist vor allem eine Nachführung der Samplingrate an die tatsächliche Netzfrequenz möglich, welche oftmals geringfügig von den normierten Werten abweicht.

In diesem Zusammenhang ist bevorzugt vorgesehen, dass die Frequenzanalyseeinheit wenigstens mittelbar mit dem A/D-Wandler 4 verbunden ist, zur Nachführung der Samplingrate des A/D-Wandlers 4 in Abhängigkeit einer Frequenz eines detektierten Wechselfeldes.

Dabei ist bevorzugt vorgesehen, dass die Samplingrate des A/D-Wandlers 4 ein

ganzzahliges Vielfaches wenigstens einer durch die Frequenzanalyseeinheit ermittelten Frequenz des detektieren Wechselfeldes ist. Daher ist vorgesehen, dass mit einem Wechselfelddetektor des EKG-Geräts 1 wenigstens ein elektromagnetisches Wechselfeld detektiert wird, dass durch eine Frequenzanalyseeinheit des EKG-Geräts 1 eine Frequenz des detektierten Wechselfeldes ermittelt wird, und dass die Samplingrate des A/D-Wandlers 4 auf ein ganzzahliges Vielfaches der Frequenz des detektierten Wechselfeldes eingestellt wird. Dadurch kann wirkungsvoll bereits bei der Signalaufnahme erreicht werden, dass das aufgenommene EKG-Signal nur geringe Störsignalanteile bzw. Artefakte aufweist.

Sofern mehrere Wechselfelder detektiert werden, ist bevorzugt vorgesehen, dass - sofern dies mathematisch möglich ist, die Samplingrate des A/D-Wandlers 4 auf eine Frequenz eingestellt wird, welche ein ganzzahliges Vielfaches der Frequenzen aller detektierter Wechselfelder ist. Da dies bei einer größeren Anzahl an detektierten Wechselfeldern nur mehr bedingt möglich ist, ist weiters besonders bevorzugt vorgesehen, diesbezüglich nur die, hinsichtlich der weiters vorzugsweise detektierten Feldstärke, stärksten beiden detektierten Wechselfelder zu berücksichtigen.

In Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die jeweils vorherrschende Netzfrequenz gemessen wird, und die Abtastrate entsprechend nachgeführt wird. zwar sind die elektrischen Netze in den Industrienationen in der Regel sehr stabil und die Netzfrequenz schwankt kaum um die angegebenen Werte, jedoch kann es vor allem in Schwellenländern zu teils erheblichen Schwankungen der Netzfrequenz kommen, welche dadurch kompensiert werden können. Dadurch können auch in Gebieten mit wenig stabilen elektrischen Netzen sehr genaue Messungen durchgeführt werden.

Der Tiefpassfilter 3 weist eine Grenzfrequenz auf, welche maximal der halben Abtastfrequenz des A/D-Wandlers 4 entspricht. Der Tiefpassfilter weist daher bevorzugt eine Grenzfrequenz von nicht weniger als 1 kHz, insbesondere 2,9 kHz, bevorzugt nicht weniger als 4 kHz, auf. Die Grenzfrequenz wird als -3dB Grenze des Signals angenommen.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass der Tiefpassfilter 3 eine flache Filtercharakteristik aufweist. Besonders bevorzugt ist der Tiefpassfilter 3 als Filter erster Ordnung ausgebildet. Filter mit flacher Charakteristik im Dämpfungsbereich weisen in der Regel geringere Phasendrehungen auf, als steilflankige Filter.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass ein Ausgang des A/D-Wandlers 4 mit einem Datenspeicher 5 verbunden ist, um die ermittelten hochaufgelösten Daten für spätere Analysen unverzerrt zu bewahren.

Dabei ist bevorzugt vorgesehen, dass ein Signalpfad zwischen dem A/D-Wandler 4 und dem Datenspeicher 5 filterfrei ausgebildet ist. Dadurch können die Rohdaten bewahrt werden, wodurch diese auch späteren Analysen zugänglich sind. Bevorzugt ist in diesem Zusammenhang vorgesehen, dass der betreffende Signalpfad zwischen dem A/D-Wandler 4 und dem Datenspeicher 5 einen möglichst linearen Frequenzgang und keine bzw. lediglich geringe Phasendrehungen innerhalb des signaltechnisch interessanten bzw. relevanten Frequenzbereichs aufweist.

Zur Verringerung des erforderlichen Speicherplatzes ist gemäß der dargestellten Ausführungsform vorgesehen, dass zwischen dem A/D-Wandler 4 und dem Datenspeicher 5 eine Datenreduktionseinheit 10 zur informationsverlustfreien Datenreduktion angeordnet ist. Derartige Methoden sind in der digitalen Signalverarbeitung bekannt.

Weiters ist bevorzugt vorgesehen, dass der Ausgang des A/D-Wandlers 4 mit einer digitalen Filteranordnung 6 verbunden ist. Dabei ist vorgesehen, dass - sofern ebenfalls eine Speicherung der digitalen EKG-Signale vorgesehen ist - die Filteranordnung 6 parallel zum Datenspeicher 5 angeordnet ist.

Die digitale Filteranordnung 6 umfasst bevorzugt eine vorgebbare Mehrzahl unterschiedlich ausgebildeter Filter 7, 8, 9, wobei einer der Filter 7, 8, 9 auswählbar und in den Signalpfad zwischen A/D-Wandler 4 und Datenspeicher 5 schaltbar ist. Hiezu weist das EKG-Gerät 1 wenigstens eine nicht dargestellte Eingabevorrichtung auf.

Bevorzugt ist das EKG-Gerät 1 als mobiles Gerät ausgebildet, und weist ein elektrisches Energiespeichermittel 11 auf, zur Stromversorgung des EKG-Geräts 1.

Das entsprechende Energiespeichermittel 11, welches bevorzugt als Akku ausgebildet ist, ist in dem Blockschaltbild eingetragen, wobei die zur Stromversorgung vorgesehenen elektrischen Verbindungen nicht dargestellt sind.

Die Filteranordnung 6 ist gemäß der bevorzugten Ausführungsform mit einer Auswerteeinheit 16 verbunden, welche auch eine Anzeigeeinheit umfassen kann, sowie weiters eine Datenschnittstelle. Es kann auch vorgesehen sein, dass die Auswerteeinheit 16 direkt mit dem Ausgang des A/D-Wandlers 4 verbunden ist.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass die Auswerteeinheit 16 eine Transformationseinheit aufweist, zur Überführung der EKG-Daten von einem Zeitbereich in einen Bildbereich. Bevorzugt ist dabei die Transformationseinheit ausgebildet eine FFT und/oder eine Wavelet-Transformation und/oder eine Gabortransformation durchzuführen. Besonders bevorzugt ist eine Wigner-Ville-Transformation vorgesehen. Der Bildbereich ist bei Ausbildung der Transformationseinheit zur Durchführung einer FFT ein Frequenzbereich.

Bei einem Verfahren zur Aufnahme und/oder Aufzeichnung eines EKGs eines Probanden wird wenigstens ein elektrisches Signal an dem Probanden mittels wenigstens einer Elektrode 14 abgenommen, das aufgenommene Signal wird mit einem Tiefpassfilter 3 mit einer Grenzfrequenz von mehr als 1kHz, vorzugsweise 3 kHz, gefiltert, nachfolgend wird das nunmehr gefilterte analoge Signal mit einer Samplingrate von wenigstens der doppelten Grenzfrequenz des Tiefpassfilters in dem A/D-Wandler 4 analog/digital-gewandelt werden.

Nachfolgend wird das bevorzugt digitalisierte Signal ungefiltert in einem Datenspeicher 5 des EKG-Geräts 1 gespeichert. Der Begriff ungefiltert bezieht sich dabei darauf, dass keine Filterung nach der Digitalisierung erfolgt,nicht jedoch darauf, dass das betreffende Signal nie einen Filter durchlaufen hätte. Gemäß der bevorzugten Ausführungsform wird unabhängig davon ein digitales Filter 7, 8, 9 aus einer vorgebbaren Mehrzahl digitaler Filter 7, 8, 9 ausgewählt, und das digitalisierte Signal mit dem ausgewählten Filter 7, 8, 9 gefiltert.

Nachfolgend wird das digitalisierte Signal einer Auswerteeinheit 16 zugeführt. Bevorzugt wird das digitalisierte Signal in der Transformationseinheit von einem

Zeitbereich in einen Bildbereich, insbesondere einen Frequenzbereich, überführt, wobei weitere Auswertemethoden vorgesehen sein können. Weiters ist eine Ausgabe des EKG-Signals sowie gegebenenfalls weitere Daten auf Basis des EKG-Signals vorgesehen.

Bei der Transformation des digitalisierten Signals, insbesondere mittels FFT, ist insbesondere vorgesehen, dass dieses mit einer Fensterfunktion vorgebbarer Fensterlänge, daher einer Zeit, durchgeführt wird, wobei das betreffende Fenster jeweils zwischen zwei Transformationen um einen Zeitbereich weiterbewegt wird, welcher Zeitbereich geringer ist, als die Fensterlänge, sodass es zu Überlappungen der Fensterfunktionen nachfolgend durchgeführter Transformationen kommt. Dadurch kann beispielsweise auch mittels FFT aus eine gute Zeitauflösung erzielt werden, indem die derart ermittelten Daten nachfolgend zusammengeführt werden. Bevorzugt ist vorgesehen, dass die Fensterfunktion jeweils zwischen zwei aufeinander folgenden Messungen um eine Zeit weiterverschoben wird, welche zwischen 0,1 und 0,9 mal der Fensterlänge beträgt, wobei besonders bevorzugt ein Wert von 0,2 mal der Fensterlänge vorgesehen ist.

Insbesondere ist vorgesehen, dass aus dem digitalisierten Signal Werte einer Herzratenvariabilität ermittelt werden. Aufgrund der hohen Samplingrate und/oder der hohen Auflösung des A/D-Wandlers 4 können aussagekräftige Werte der Herzratenvariabilität ermittelt werden.

Fig. 2 zeigt einen beispielhaft dargestellten zeitlichen Verlauf 17 der Herzrate RR. Auf der Abszissenachse ist dabei die Zeit t aufgetragen, und auf der Ordinatenachse die Herzrate RR. Die Nullpunktlage auf der Ordinatenachse ist dabei frei wählbar, und kann etwa als statistisch bekannter Mittelwert einer typischen Herzrate RR vorgegeben werden, relativ zu welcher die beim Probanden gemessenen Herzraten RR eingetragen werden. Die einzelnen Punkte stellen dabei die jeweiligen Messpunkte zu den einzelnen gemessenen Herzraten RR dar.

Nachfolgend ist bevorzugt vorgesehen, den zeitlichen Verlauf 17 der Herzrate RR hinsichtlich Frequenz und/oder Amplitude auszuwerten, wobei unterschiedliche Verfahren im Zeitbereich wie in auch in einem Bildbereich vorgesehen sein können.

Dabei erweist es sich als hinderlich für die Analyse der betreffenden Daten mittels FFT, dass die Abstände der Werte auf der Abszissenachse nicht konstant sind. Dies kann vorteilhafter Weise umgangen werden, indem den einzelnen Herzschlägen jeweils diskrete und gleiche Abstände zueinander zugewiesen werden. Dabei wird anstelle der Zeit als Basis, die Folge der einzelnen Herzschläge als Basis verwendet. Dadurch wird ein System erzeugt, mit gleichen Abständen zwischen den einzelnen Werten. Beispielsweise scheint nicht alle 10 ms ein Wert auf, sondern eben zu jeweils zwei aufeinander folgenden Herzschlägen. Die tatsächlichen Intervalle zwischen zwei aufeinander folgenden Herzschlägen, etwa die Intervalle zweier aufeinander folgender R-Zacken, bilden die Werte (Ordinatenachse), welche jeweils in konstanten Abständen dem jeweils diskretem Ereignis „Herzschlag" bzw. „zwischen zwei Herzschlägen" (Abszissenachse) zugewiesen werden.

Das betreffende System wird dabei sozusagen auf den Herzschlag, als dem Körper eigene Zeitbasis, normiert. Eine derartige Analyse liefert Ergebnisse aus „Sicht" des Körpers, dessen Zeitbasis abweichend von einer externen Uhr, keinen immer gleichen Rhythmus aufweist.

Das Problem der unregelmäßigen zeitlichen Abstände der aufeinander folgenden Werte der Herzrate kann auch dadurch gelöst werden, dass die diese Werte selbst mit einer hohen Abtastrate abgetastet werden, was auch als Oversampling bezeichnet werden kann, und dass nachfolgend aus diesen Daten Pseudomesswerte in der zeitlichen Nähe der tatsächlichen Messwerte ermittelt werden, welche konstante zeitliche Abstände zueinander aufweisen.

Dabei ist bevorzugt weiters vorgesehen, dass aus dem zeitlichen Verlauf 17 der Herzrate RR ein Wert für die auftretende Herzratenvariabilität ermittelt wird, welcher als Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden Wendepunkten bzw. als Spitze-Spitze-Wert des zeitlichen Verlaufs 17 ermittelt wird.

PATENTANSPRÜCHE

1. EKG-Gerät (1) mit wenigstens einem Eingang (2) für ein elektrisches und/oder magnetisches EKG-Signal, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Eingang (2) mit einem Tiefpassfilter (3) mit einer Grenzfrequenz von wenigstens 1 kHz verbunden ist, und dass ein Ausgang des Tiefpassfilters (3) mit einem Eingang eines A/D-Wandlers (4) mit einer Samplingrate von wenigstens der doppelten Grenzfrequenz des Tiefpassfilters verbunden ist.

2. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Ausgang des A/D-Wandlers (4) mit einem Datenspeicher (5) verbunden ist.

3. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Tiefpassfilter (3) als Filter erster Ordnung ausgebildet ist.

4. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Signalpfad zwischen dem A/D-Wandler (4) und dem Datenspeicher (5) filterfrei ausgebildet ist.

5. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 2 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Ausgang des A/D-Wandlers (4) mit einer digitalen Filteranordnung (6) verbunden ist.

6. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die digitale Filteranordnung (6) eine vorgebbare Mehrzahl unterschiedlich ausgebildeter Filter (7, 8, 9) aufweist, wobei einer der Filter (7, 8, 9) auswählbar und in den Signalpfad zwischen A/D-Wandler (4) und Datenspeicher (5) schaltbar ist.

7. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 2 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass zwischen dem A/D-Wandler (4) und dem Datenspeicher (5) eine Datenreduktionseinheit (10) zur informationsverlustfreien Datenreduktion angeordnet ist.

8. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass das EKG-Gerät (1) als mobiles Gerät ausgebildet ist, und ein elektrisches Energiespeichermittel (11) aufweist, zur Stromversorgung des EKG-Geräts (1).

9. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Samplingrate des A/D-Wandlers (4) ein ganzzahliges Vielfaches wenigstens einer Netzfrequenz eines elektrischen Energieversorgungsnetzes ist, insbesondere ein ganzzahliges Vielfaches von 16,7 Hz und/oder 50 Hz und/oder 60 Hz und/oder 400 Hz.

10. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Samplingrate des A/D-Wandlers (4) ein ganzzahliges Vielfaches von im Wesentlichen 3 kHz ist.

11. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass das EKG-Gerät (1) einen Wechselfelddetektor zur Detektion elektromagnetischer Wechselfelder sowie eine mit dem Wechselfelddetektor verbundene Frequenzanalyseeinheit aufweist.

12. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Frequenzanalyseeinheit wenigstens mittelbar mit dem A/D-Wandler (4) verbunden ist, zur Nachführung der Samplingrate des A/D-Wandlers (4) in Abhängigkeit einer Frequenz eines detektierten Wechselfeldes.

13. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Samplingrate des A/D-Wandlers (4) ein ganzzahliges Vielfaches wenigstens einer durch die Frequenzanalyseeinheit ermittelten Frequenz des detektieren Wechselfeldes ist.

14. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 13, **dadurch gekennzeichnet**, dass das EKG-Gerät (1) einen Eingangsverstärker (12) aufweist, welcher mit dem wenigstens einen Eingang (2) verbunden ist, und dass der Eingangsverstärker (12) eine elektrisch stabilisierte Masse aufweist.

15. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 14, **dadurch**

gekennzeichnet, dass an dem wenigstens einen Eingang (2) Verbindungskabel (15) angeschlossen sind, welche jeweils mit einer Elektrode (14) verbunden sind.

16. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verbindungskabel (15) einen jeweils identischen Wellenwiderstand aufweisen.

17. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet**, dass zumindest Verbindungskabel (15) zur Verbindung mit Ableitungspunkten jeweils identische Längen aufweisen.

18. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 17, **dadurch gekennzeichnet**, dass das EKG-Gerät (1) eine vorgebbare Mehrzahl an Elektroden (14) aufweist, welche mit dem Eingang (2) verbunden sind, und dass die Elektroden (14) jeweils eine Hautkontaktfläche aufweisen.

19. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 18, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Hautkontaktfläche ein Elektrolyt und/oder eine Elektrodenoberfläche und/oder ein Elektrodenmaterial aufweist, welches Elektrolyt bzw. welche Struktur bzw. welches Elektrodenmaterial zur Übertragung von Signalen mit einer Frequenz von mehr als 1kHz, insbesondere mehr als 4kHz, vorzugsweise bis zu 20 kHz, ausgebildet ist.

20. EKG-Gerät (1) nach Anspruch 18 oder 19, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Hautkontaktfläche ein Elektrolyt umfassend Lithium aufweist.

21. EKG-Gerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 20, **dadurch gekennzeichnet**, dass das EKG-Gerät (1) wenigstens eine Antenne aufweist, welche vorzugsweise entsprechend einem Verbindungskabel (15) mit einer Elektrode (14) ausgebildet ist, und dass die Antenne mit einem Antenneneingang des EKG-Geräts (1) schaltungstechnisch verbunden ist.

22. Verfahren zur Aufnahme und/oder Aufzeichnung eines EKGs eines Probanden, wobei wenigstens ein elektrisches und/oder magnetisches Signal an dem Probanden abgenommen wird, wobei das Signal mit einem Tiefpassfilter (3) eines EKG-Geräts (1) mit einer Grenzfrequenz von mehr als 1 kHz gefiltert wird, wobei nachfolgend das Signal mit einer Samplingrate von wenigstens der doppelten

Grenzfrequenz des Tiefpassfilters analog/digital-gewandelt wird.

23. Verfahren nach Anspruch 22, **dadurch gekennzeichnet**, dass das digitalisierte Signal ungefiltert in einem Datenspeicher (5) gespeichert wird.

24. Verfahren nach Anspruch 22, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein digitales Filter (7, 8, 9) aus einer vorgebbaren Mehrzahl digitaler Filter (7, 8, 9) ausgewählt wird, und dass das digitalisierte Signal mit dem ausgewählten Filter (7, 8, 9) gefiltert wird.

25. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 24, **dadurch gekennzeichnet**, dass das digitalisierte Signal einer Auswerteeinheit (16) zugeführt wird.

26. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 25, **dadurch gekennzeichnet**, dass das digitalisierte Signal in einer Transformationseinheit von einem Zeitbereich in einen Bildbereich überführt wird.

27. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 26, **dadurch gekennzeichnet**, dass aus dem digitalisierten Signal Werte einer Herzratenvariabilität ermittelt werden.

28. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 27, **dadurch gekennzeichnet**, dass mit einem Wechselfelddetektor des EKG-Geräts (1) wenigstens ein elektromagnetisches Wechselfeld detektiert wird, dass durch eine Frequenzanalyseeinheit des EKG-Geräts (1) eine Frequenz des detektierten Wechselfeldes ermittelt wird, und dass die Samplingrate des A/D-Wandlers (4) auf ein ganzzahliges Vielfaches der Frequenz des detektierten Wechselfeldes eingestellt wird.

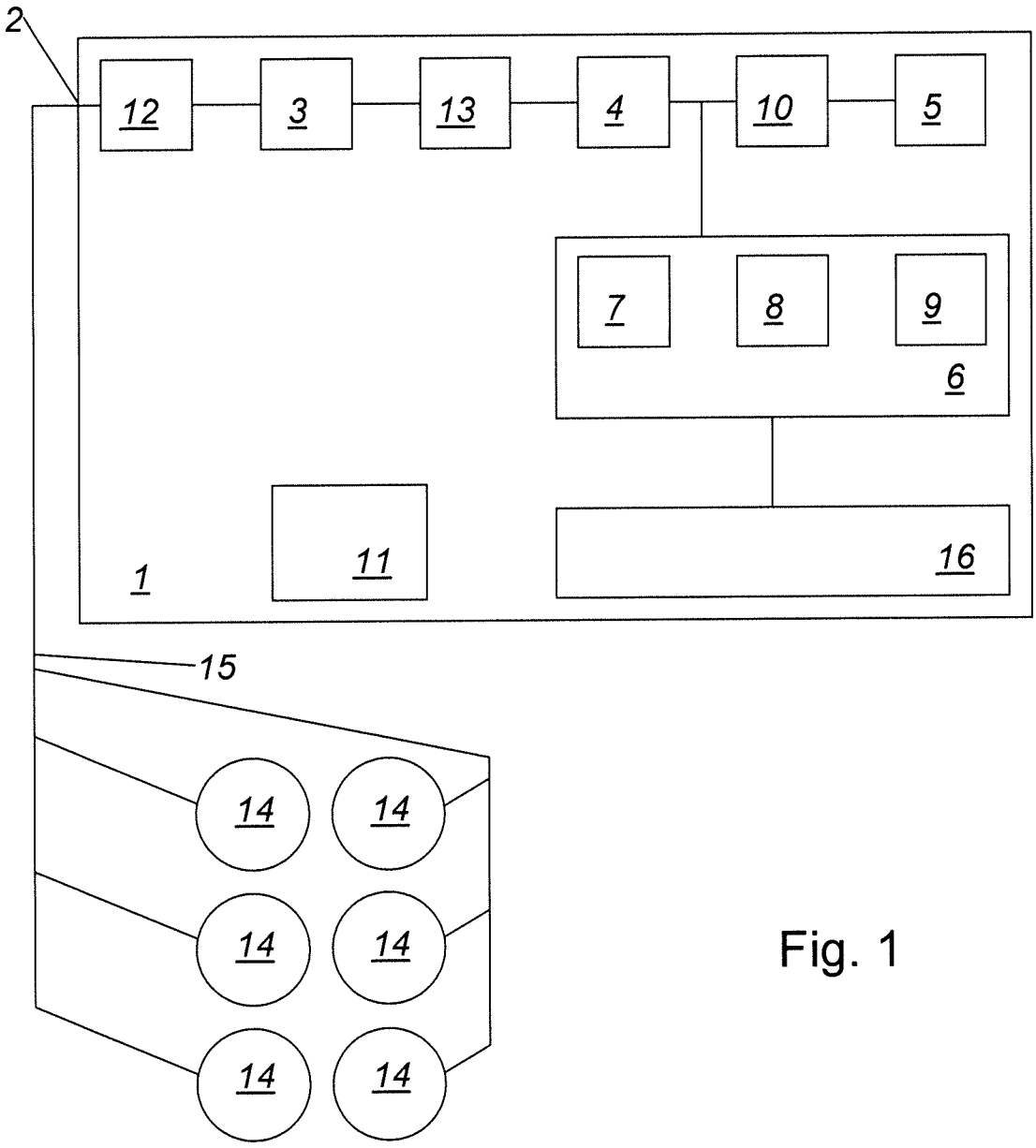


Fig. 1

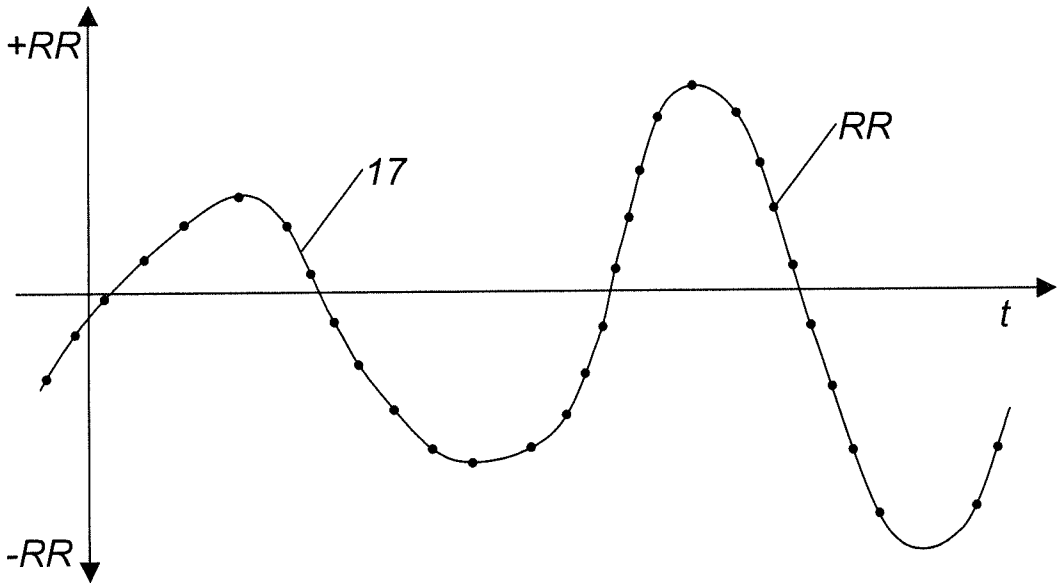


Fig. 2