(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2014 219 943 A1** 2016.04.07

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2014 219 943.3**
(22) Anmeldetag: **01.10.2014**
(43) Offenlegungstag: **07.04.2016**

(51) Int Cl.: ***A61B 5/0428*** (2006.01)
G01R 19/10 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Batzer, Ulrich, 91054 Buckenhof, DE; Karl, Harald, 90765 Fürth, DE; Greif, Peter, 91361 Pinzberg, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

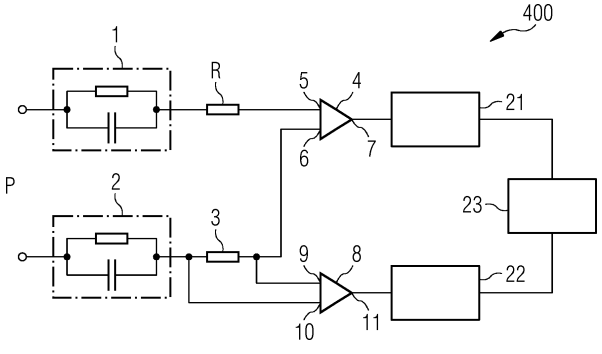
US 2003 / 0 073 916 A1
US 2011 / 0 204 971 A1

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Schaltungsanordnung zur Unterdrückung von Gleichtaktstörsignalen bei der Messung von bioelektrischen Signalen**

(57) Zusammenfassung: Es wird ein differentielles Spannungsmesssystem (400) beschrieben. Das differentielle Spannungsmesssystem (400) weist zwei Elektroden (1, 2) auf, welche am Eingang mit einem Patienten (P) verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen. Es weist weiterhin einen Shunt-Widerstand (3) auf, welcher seriell zu der zweiten Elektrode (2) geschaltet ist. Das differentielle Spannungsmesssystem (400) weist zudem eine erste Verstärkerschaltung (4) mit einem ersten Eingang (5) für ein erstes Signal von der ersten Elektrode (1) und einem zweiten Eingang (6) für ein zweites Signal von der zweiten Elektrode (2) und einem Ausgang (7) auf. Es weist weiterhin eine zweite Verstärkerschaltung (8) mit einem ersten Eingang (9), welcher seriell zu dem Shunt-Widerstand (3) geschaltet ist und einem zweiten Eingang (9), welcher parallel zu dem Shunt-Widerstand (3) geschaltet ist, und einem Ausgang (11) auf. Zusätzlich umfasst das differentielle Spannungsmesssystem (400) eine erste Signalerfassungseinheit (21) am Ausgang (7) der ersten Verstärkerschaltung (4) und eine zweite Signalerfassungseinheit (22) am Ausgang (11) der zweiten Verstärkerschaltung (8), welche das Signal von der zweiten Verstärkerschaltung (8) als Messgröße der Stromstärke des Gleichtaktstroms erfasst. Es wird zudem ein differentielles Spannungsmesssystem (1100) zum Messen einer Atembewegung offenbart. Es wird auch ein differentielles Spannungsmesssystem (1200) mit einer Treiberschaltung (RLD) für das rechte Bein beschrieben. Weiterhin wird auch ein Verfahren (1300) zum differentiellen Messen von Spannungen beschrieben.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein differentielles Spannungsmesssystem, ein differentielles Spannungsmesssystem zur Messung einer Atembewegung, ein differentielles Spannungsmesssystem mit einer Treiberschaltung für das rechte Bein und ein Verfahren zum differentiellen Messen von Spannungen.

[0002] Bei der Messung von bioelektrischen Signalen, beispielsweise von EKG-Signalen, treten durch nicht ideale Messeingänge einer EKG-Messanordnung Common-Mode-Störsignale (Störungen durch Gleichtaktsignale) auf. Diese ergeben sich z.B. aus der Netzfrequenz mit 50Hz. Common-Mode-Störsignale treten auf, wenn bei der differentiellen EKG-Signal-Messung an den beiden Messeingängen ungleiche Bedingungen wie verschiedene Impedanzen und Kapazitäten auftreten. Ein Beispiel einer herkömmlichen Messanordnung zum Messen eines Elektrokardiogramms ist in **Fig.** 1 gezeigt. Eigentlich werden bei der differentiellen Messung Gleichtaktsignale, beispielsweise Störsignale, nicht mitverstärkt, so dass sie unterdrückt werden. Die unterschiedlichen Impedanzen der Eingänge der EKG-Messanordnung führen jedoch dazu, dass an den beiden Eingängen einer Verstärkerschaltung einer EKG-Messanordnung von demselben Störsignal hervorgerufene unterschiedliche Eingangssignale anliegen, so dass das Störsignal mit dem eigentlichen Messsignal zusammen verstärkt wird. Diese Common-Mode-Störsignale sind in der Applikation am Patienten, beispielsweise ein Mensch oder ein Tier, sehr stark, denn die Elektrodenkontakte an der Haut des Patienten haben ohne aufwändige Vorbereitung eine stark unterschiedliche Güte. Ein Elektrodenkontakt am Patienten kann Impedanzen zwischen 10kOhm und mehreren Megaohm sowie ebenfalls stark variierende Kapazitäten aufweisen. Dadurch liegt auch der Unterschied zwischen den Impedanzen und Kapazitäten an zwei Messeingängen im Bereich von bis zu mehreren Megaohm. Ein Beispiel für ein Common-Mode-gestörtes EKG-Signal durch eine Impedanz-Differenz von 500kOhm ist in der **Fig.** 2 gezeigt. Teilweise sind die Impedanzdifferenzen an den Eingängen der EKG-Messanordnung noch höher, so dass eine Auswertung des EKG-Signals kaum mehr möglich erscheint.

[0003] Die Gesamtsumme der Impedanzen der Elektrodenkontakte spielt aufgrund der Fortschritte in der Technik mit Eingangsimpedanzen von mehreren hunderten Megaohm bis mehrere Gigaohm dagegen kaum eine Rolle mehr, für die Common-Mode-Störsignale ist sie vollkommen irrelevant.

[0004] Herkömmlich gibt es verschiedene Herangehensweisen, um Common-Mode-Rauschen zu unterdrücken.

[0005] Eine mögliche Herangehensweise umfasst die Messung eines Gleichtaktstroms und eine an den gemessenen Gleichtaktstrom angepasste adaptive Filterung. Dabei wird mit Hilfe von zwei separaten Elektroden der Gleichtaktstrom getrennt gemessen. Die beiden Elektroden sind entfernt vom Herzen und räumlich einander nahe angeordnet, so dass mit ihnen nur Gleichtaktsignale gemessen werden. Allerdings haben die Gleichtaktmesselektroden und die EKG-Messelektroden unterschiedliche Impedanzen, so dass das gemessene Gleichtaktsignal nicht einfach von dem an den EKG-Messelektroden gemessenen Differenzsignal subtrahiert werden kann. Daher wird mit Hilfe eines adaptiven Filters die verschiedene Übertragungsfunktion der Elektroden nachgebildet und das Gleichtaktstörsignal aus dem an den EKG-Messelektroden anliegenden differentiellen Messsignal herausgefiltert. Allerdings funktioniert diese Vorgehensweise nur bei der Unterdrückung von nicht korrelierten Gleichtaktsignalen. Bei dem Auftreten von korrelierten Gleichtaktsignalen führt ein Filtern der Gleichtaktsignale auch zu einem Herausfiltern bzw. Abschwächen der Messsignale bzw. Nutzsignale.

[0006] Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine einfachere und universell einsetzbare, insbesondere auch für korrelierte Gleichtakt- und Nutzsignale geeignete EKG-Messschaltung zu entwickeln, bei der die Störungen durch Gleichtaktsignale effektiv unterdrückt werden.

[0007] Diese Aufgabe wird durch ein differentielles Spannungsmesssystem gemäß Patentanspruch 1, durch ein differentielles Spannungsmesssystem zur Messung einer Atembewegung gemäß Patentanspruch 12, durch ein differentielles Spannungsmesssystem mit einer Treiberschaltung für das rechte Bein gemäß Patentanspruch 13 sowie durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 14 gelöst.

[0008] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem weist zwei Elektroden auf, welche am Eingang mit einem Patienten verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen. Unter einem differentiellen Spannungsmesssystem soll im Folgenden ein Messsystem verstanden werden, das Spannungsdifferenzen misst.

[0009] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem weist weiterhin einen Shunt-Widerstand auf, welcher seriell zu der zweiten Elektrode geschaltet ist. Der Shunt-Widerstand dient der Messung des Gleichtaktanteils des an den beiden Elektroden anliegenden Messsignals bzw. Differenzsignals.

[0010] Es weist zudem eine erste Verstärkerschaltung mit einem ersten Eingang für ein erstes Signal von der ersten Elektrode und einem zweiten Eingang

für ein zweites Signal von der zweiten Elektrode und einem Ausgang auf. Der die erste Elektrode umfassende Leitungsweg bis zu dem ersten Eingang der ersten Verstärkerschaltung wird im Folgenden auch als erster Messpfad bezeichnet. Über diesen ersten Messpfad wird das an der ersten Elektrode anliegende erste Messsignal dem ersten Eingang der ersten Verstärkerschaltung zugeführt. Der die zweite Elektrode sowie den Shunt-Widerstand umfassende Leitungsweg bis zu dem zweiten Eingang der ersten Verstärkerschaltung wird im Folgenden auch als zweiter Messpfad bezeichnet. Über diesen zweiten Messpfad wird das an der zweiten Elektrode anliegende zweite Messsignal dem zweiten Eingang der ersten Verstärkerschaltung zugeführt. Die erste Verstärkerschaltung wird zur Messung eines Differenzsignals verwendet, welches sich aus den an der ersten Elektrode und der zweiten Elektrode anliegenden Signalen ergibt.

[0011] Das Differenzsignal weist jedoch auch Gleichtaktanteile auf, welche aufgrund einer unterschiedlichen Impedanz des ersten Messpfades und des zweiten Messpfades resultieren. Zur Bestimmung des genannten Gleichtaktanteils umfasst das differentielle Spannungsmesssystem eine zweite Verstärkerschaltung mit einem ersten Eingang und einem zweiten Eingang, wobei der erste Eingang der zweiten Verstärkerschaltung zwischen den Shunt-Widerstand und den zweiten Eingang der ersten Verstärkerschaltung geschaltet ist und der zweite Eingang der zweiten Verstärkerschaltung zwischen die zweite Elektrode und den Shunt-Widerstand geschaltet ist, und einem Ausgang. Die zweite Verstärkerschaltung misst einen Spannungsabfall an dem Shunt-Widerstand und damit eine zur Stromstärke des Gleichtaktstroms bzw. Gleichtaktsignals proportionale Größe.

[0012] Das differentielle Spannungsmesssystem weist ferner eine erste Signalerfassungseinheit am Ausgang der ersten Verstärkerschaltung zur Erfassung des von der ersten Verstärkerschaltung gemessenen Differenzsignals auf. Eine zweite Signalerfassungseinheit am Ausgang der zweiten Verstärkerschaltung erfasst das Signal von der zweiten Verstärkerschaltung als Spannungsabfall an dem Shunt-Widerstand bzw. bei bekanntem Wert des Widerstands des Shunt-Widerstands als Messgröße der Stromstärke des Gleichtaktstroms.

[0013] Sind zum Beispiel die Impedanzwerte der Messpfade bekannt, so kann aus dem ermittelten Gleichtaktstrom auf den Gleichtaktanteil des gemessenen Differenzsignals geschlossenen werden und beispielsweise durch eine Subtraktion des Gleichtaktanteils von dem Differenzsignal das korrekte Messsignal bzw. Nutzsignal ermittelt werden.

[0014] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem zum Messen einer Atembewegung weist eine Mehrzahl von Messpfaden auf, welche jeweils eine Elektrode zum Erfassen eines an der jeweiligen Elektrode anliegenden Signals aufweisen. Es umfasst zudem mindestens eine Verstärkerschaltung mit einem ersten Eingang, welcher mit einer ersten Elektrode elektrisch verbunden ist, und einem zweiten Eingang, welcher mit einer zweiten Elektrode elektrisch verbunden ist, wobei die Verstärkerschaltung ein Differenzsignal aus den an der ersten und der zweiten Elektrode anliegenden Signalen ermittelt. Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem umfasst eine Signalerfassungsschaltung, welche dazu eingerichtet ist, ein von der mindestens einen Verstärkerschaltung ermitteltes Differenzsignal zu erfassen. Es umfasst weiterhin eine zusätzliche Verstärkerschaltung, deren beide Eingänge jeweils über eine Kapazität mit einer der Elektroden gekoppelt ist, und mindestens einen mit einer zusätzlichen Impedanz versehenen zusätzlichen Strompfad, welcher mit einer der Elektroden gekoppelt ist und derart dimensioniert ist, dass die Übertragungsfunktionen der einzelnen, den einzelnen Elektroden zugeordneten Messpfade aneinander angeglichen sind.

[0015] Anders ausgedrückt, wird die Symmetrie der Messpfade durch die zusätzliche Impedanz wiederhergestellt, so dass es auch bei dem Auftreten von starken Spannungspulsen nicht zu einem Störsignal kommt, welches als Gleichtaktstrom aufgrund der unterschiedlichen Impedanzen der Messpfade auftreten könnte.

[0016] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem mit einer Treiberschaltung für das rechte Bein umfasst zwei Elektroden, welche am Eingang mit einem Patienten verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen. Es weist weiterhin eine Verstärkerschaltung mit einem ersten Eingang für ein erstes Signal von der ersten Elektrode und einem zweiten Eingang für ein zweites Signal von der zweiten Elektrode und einem Ausgang auf. An den Ausgang der ersten Verstärkerschaltung ist eine Signalerfassungseinheit angeschlossen.

[0017] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem umfasst zudem einen weiteren Kontakt zur Erzeugung eines Referenzsignals auf dem Körper des Patienten. Beispielsweise ist dieser weitere Kontakt an das rechte Bein des Patienten angeschlossen. Er wird weiterhin auch als RLD-Pfad bezeichnet. Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem umfasst ferner eine Steuereinheit, welche die Signale von der Signalerfassungseinheit liest und den weiteren Kontakt derart ansteuert, dass ein einer gemessenen Gleichtakt-

spannung entsprechendes Referenzsignal auf dem Körper des Patienten erzeugt wird.

[0018] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem weist überdies eine Mehrzahl von Schutzwiderständen ausschließlich zwischen der ersten Elektrode und dem ersten Eingang der Verstärkerschaltung sowie der zweiten Elektrode und dem zweiten Eingang der Verstärkerschaltung auf, so dass die Impedanz des weiteren Kontakts minimiert ist. Die Schutzwiderstände dienen dazu, sogenannte Patientenhilfsströme zu begrenzen. Unter einem Patientenhilfsstrom ist ein bei bestimmungsgemäßem Gebrauch im Patienten zwischen irgendeinem Patientenanschluss und allen anderen Patientenanschlüssen fließender Strom zu verstehen, der nicht dazu bestimmt ist, eine physiologische Wirkung zu erzeugen. Diese Art von Strömen dürfen bestimmte festgelegte Werte nicht überschreiten, um den Patienten nicht zu gefährden. Herkömmlich werden die genannten Schutzwiderstände über die Messpfade sowie den RLD-Pfad gleichmäßig verteilt. Diese gleichmäßige Verteilung ist jedoch nachteilig für eine Messung von EKG-Signalen, da der bei der Messung unerwünschte Gleichtaktanteil des Messsignals von den durch die Messpfade fließenden Strömen abhängig ist. Letztere sollten möglichst gering sein, während der Strom über den RLD-Pfad möglichst groß sein sollte. Um dies zu erreichen, werden erfindungsgemäß die Schutzwiderstände nur auf die Messpfade verteilt, so dass deren Widerstand im Vergleich zu herkömmlichen Messschaltungen erhöht und der Widerstandswert des elektrischen Widerstands des RLD-Pfades im Vergleich zu herkömmlichen Messschaltungen reduziert wird. Auf diese Weise werden Störanteile des Messsignals bei der Messung reduziert. Die Verlagerung der Widerstände auf die Messpfade ändert nichts an den Summen der Widerstandswerte bzw. den Gesamtwiderstandswerten zwischen zwei beliebigen Polen bzw. Patientenkontakten, so dass sich an der Begrenzung der Patientenhilfsströme nichts ändert.

[0019] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zum differentiellen Messen von Spannungen werden ein erstes Signal mit einer ersten Elektrode und ein zweites Signal mit einer zweiten Elektrode, welche am Eingang mit einem Patienten verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen, erfasst. Es wird weiterhin ein Gleichtaktstrom an einem der zweiten Elektrode zugeschalteten Shunt-Widerstand gemessen und schließlich ein korrigierter Wert des differentiellen Spannungssignals auf Basis der ermittelten Messwerte ermittelt. Wie bereits erwähnt, kann dies am leichtesten bei bekannten Impedanzwerten der Messpfade geschehen. Sind diese Werte nicht bekannt und sind das Gleichtaktsignal und das Nutzsignal nicht korreliert, so kann auch auf Basis des ermittelten Gleichtaktstroms ein adaptiver Filter verwendet werden, mit dem der Gleichtaktanteil aus dem Messsignal herausgefiltert wird.

[0020] Weitere besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung. Dabei kann das erfindungsgemäße Verfahren zum differentiellen Messen von Spannungen auch analog zu den abhängigen Vorrichtungsansprüchen weitergebildet sein.

[0021] Bei einer bevorzugten Ausgestaltung des differentiellen Spannungsmesssystems weist das differentielle Spannungsmesssystem einen adaptiven Filter zwischen einer der beiden Elektroden und einem der beiden Eingänge der ersten Verstärkerschaltung auf, wobei der Filter derart eingestellt ist, dass der Gleichtaktstrom unterdrückt wird. Anders ausgedrückt, wird mit Hilfe eines adaptiven Filters die verschiedene Übertragungsfunktion der Elektroden nachgebildet und das Gleichtaktstörsignal aus dem an den EKG-Messelektroden anliegenden bzw. von der ersten Verstärkerschaltung ermittelten differentiellen Messsignal herausgefiltert. Wie bereits erwähnt, ist diese Variante besonders dann effektiv, wenn das Gleichtaktsignal und das Nutzsignal nicht korreliert sind.

[0022] Alternativ oder zusätzlich umfasst das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem eine erste und eine zweite Einheit zur Gleichstromerzeugung oder Wechselspannungserzeugung oder Wechselstromerzeugung an den beiden Eingängen der ersten Verstärkerschaltung und eine Auswertungseinheit, welche dazu eingerichtet ist, auf Basis der an den beiden Eingängen gemessenen Spannungswerte die Übertragungsfunktion der ersten Elektrode und der zweiten Elektrode zu bestimmen. Diese Variante des erfindungsgemäßen differentiellen Spannungsmesssystems ist besonders effektiv, wenn das Gleichtaktsignal und das Nutzsignal korreliert sind. In diesem Fall würde bei der Anwendung eines adaptiven Filters auch das Nutzsignal abgeschwächt. Dagegen werden bei dieser alternativen Variante zunächst mittels der Gleichspannungs- oder Wechselspannungs- oder Wechselstromerzeugung die Impedanzwerte der Messpfade bestimmt. Hieraus ergeben sich die Übertragungsfunktionen der Messpfade, so dass insbesondere aus den Übertragungsfunktionen für den mit einem Shunt-Widerstand versehenen Messpfad und dem mit diesem Shunt-Widerstand gemessenen Gleichtaktstrom die Spannung des Gleichtaktsignals bzw. Gleichtaktstörsignals ermittelt werden kann. Der korrekte bzw. korrigierte Messwert ergibt sich anschließend aus der Differenz der Spannung des Messsignals und des Spannungswerts des Gleichtaktstörsignals.

[0023] In einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung weist das differentielle Spannungsmesssys-

tem eine Steuerungseinheit zur Steuerung der ersten und zweiten Einheit zur Gleichspannungs- oder Wechselspannungs- oder Wechselstromerzeugung an den beiden Eingängen der ersten Verstärkerschaltung auf. Dabei ist die Steuerungseinheit dazu eingerichtet, die beiden Einheiten derart anzusteuern, dass Wechselstrom-Signale mit variierender Frequenz an der ersten Elektrode und der zweiten Elektrode erzeugt werden. Die Aufprägung geeigneter Wechselströme ist insbesondere dann geeignet, wenn zeitlich variable Störungen auftreten. Dabei ist es am effektivsten, wenn die Frequenzen der Testsignale die zu erwartenden Frequenzen der Störungen umfassen.

[0024] In einer alternativen Ausgestaltung des erfindungsgemäßen differentiellen Spannungsmesssystems ist die Steuerungseinheit dazu eingerichtet, die erste Einheit und die zweite Einheit zur Gleichstromerzeugung oder Wechselspannungserzeugung oder Wechselstromerzeugung derart anzusteuern, dass Wechselstrom-Signale mit einer Impuls- oder Sprungfunktion an der ersten Elektrode und der zweiten Elektrode erzeugt werden.

[0025] In einer besonders bevorzugten Variante des differentiellen Spannungsmesssystems ist die Auswertungseinrichtung dazu eingerichtet, auf Basis der erfassten Stromstärke des Gleichtaktstroms und der ermittelten Übertragungsfunktion den durch den Gleichtaktstrom an dem Shunt-Widerstand erzeugten Spannungsabfall zu ermitteln und vom dem von der ersten Signalerfassungseinheit erfassten Messsignal bzw. Differenzsignal zu subtrahieren. Diese Art der Bestimmung des ungestörten Messsignals ist besonders sinnvoll bei dem Auftreten von Störsignalen, die mit dem Nutzsignal korreliert sind.

[0026] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem kann auch eine Mehrzahl von der ersten Elektrode entsprechenden Messelektroden aufweisen, welche am Eingang mit einem Patienten verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen. Die Anwendung einer größeren Anzahl von Messelektroden ergibt grundsätzlich eine verbesserte Messgenauigkeit. Dabei lässt sich die Anordnung besonders kompakt und kostengünstig gestalten, wenn ein oder mehrere vorgeschaltete Multiplexer eingesetzt werden, durch welche weitere Messkontakte mit dem ersten und zweiten Eingang bzw. Signaleingang der Verstärkerschaltung verbunden werden können.

[0027] In einer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen differentiellen Spannungsmesssystems mit einer besonders guten Präzision bei der Erfassung von Nutzsignal und Störsignal weist die Anordnung für jede Elektrode zusätzlich einen mit einem Shunt-Widerstand versehenen, der jeweiligen Elektrode zuschaltbaren Messpfad zur Messung von Gleichtaktströmen auf. Anders ausgedrückt, ist bei dieser Anordnung der Shunt-Widerstand nicht im Messpfad für das Nutzsignal, beispielsweise dem zweiten Messpfad, integriert, sondern in einem von diesem abzweigenden separaten Messpfad, der bei einer Messung der Gleichtaktströme zugeschaltet werden kann, aber bei der eigentlichen Messung des Nutzsignals nicht zugeschaltet ist, so dass der Shunt-Widerstand keine zusätzliche Messungenauigkeit zum Beispiel durch thermisches Rauschen verursacht.

[0028] Zusätzlich kann das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem einen weiteren Kontakt zur Erzeugung eines Signals besitzen, welches auf die an dem Shunt-Widerstand ermittelte Gleichtaktspannung geregelt werden kann. Bei dieser Variante des erfindungsgemäßen differentiellen Spannungsmesssystems wird der RLD-Pfad nicht mit einer gemessenen Durchschnittspannung der an den Messpfaden anliegenden Signale angesteuert, sondern es wird als Referenzsignal die an dem Shunt-Widerstand ermittelte Gleichtaktspannung verwendet, was eine verbesserte Kompensation der Störsignale im Vergleich zu einer herkömmlichen Anordnung mit RLD-Pfad ergibt.

[0029] Bei einer alternativen Variante des erfindungsgemäßen differentiellen Spannungsmesssystems ist der Shunt-Widerstand in einem dritten Strompfad angeordnet, welcher von dem durch die zweite Elektrode und den zweiten Eingang des ersten Verstärkers gebildeten Strompfad am Ausgang der zweiten Elektrode abzweigt. Auf diese Weise wird eine Störung des Nutzsignals durch ein thermisches Rauschen des Shunt-Widerstands vermieden. Damit die Impedanz bzw. die Übertragungsfunktion des dritten Strompfads der Übertragungsfunktion des zweiten Strompfads entspricht, weist der dritte Strompfad in dieser Variante überdies eine regelbare Impedanz auf, welche zwischen den Shunt-Widerstand und Masse geschaltet ist.

[0030] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Dabei sind in den verschiedenen Figuren gleiche Komponenten mit identischen Bezugsziffern versehen.

[0031] Die Figuren sind in der Regel nicht maßstäblich. Es zeigen:

[0032] Fig. 1 ein Blockschaltbild einer herkömmlichen EKG-Messanordnung,

[0033] Fig. 2 ein Schaubild, in dem ein von Störsignalen überlagertes EKG gezeigt ist,

[0034] Fig. 3 ein Schaubild, in dem ein ungestörtes EKG gezeigt ist, welches mit einer Messschaltung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung erfasst wurde,

[0035] Fig. 4 eine Schaltungsanordnung gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel der Erfindung,

[0036] Fig. 5 ein Schaubild eines mit einem korrelierten Störsignal behafteten EKG-Signals,

[0037] Fig. 6 eine Schaltungsanordnung zur stromlosen differentiellen Widerstandsmessung,

[0038] Fig. 7 eine Schaltungsanordnung zur differentiellen Widerstandsmessung mit Hilfe von Stromquellen,

[0039] Fig. 8 eine Schaltungsanordnung zur differentiellen Widerstandsmessung mit einer Treiberschaltung für das rechte Bein gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

[0040] Fig. 9 eine Schaltungsanordnung mit einem separaten Strompfad zur Messung der Impedanz der Messpfade gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

[0041] Fig. 10 eine Schaltungsanordnung mit einer ESD-Schutzschaltung gemäß dem Stand der Technik,

[0042] Fig. 11 eine Schaltungsanordnung mit einer ESD-Schutzschaltung mit zusätzlichen Impedanzen gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

[0043] Fig. 12 eine Schaltungsanordnung mit Schutzwiderständen, die auf die Messpfade beschränkt sind, gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

[0044] Fig. 13 ein Flussdiagramm, welches ein Verfahren zum differentiellen Messen von Spannungen gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht.

[0045] In **Fig.** 1 ist eine herkömmliche Schaltungsanordnung **100** zum Messen eines Elektrokardiogramms (EKG) eines Patienten P gezeigt. Die Schaltungsanordnung **100** umfasst eine erste Elektrode **1** und eine zweite Elektrode **2**, welche mit dem Patienten P derart in Kontakt stehen, dass ein Herzstrom über die Elektroden zu einem Differenz-Verstärker **4** fließen kann. Der Verstärker **4** umfasst einen ersten Eingang **5**, einen zweiten Eingang **6** und einen Ausgang **7**. Der erste Eingang **5** ist mit der ersten Elektrode **1** elektrisch verbunden und der zweite Eingang **6** ist mit der zweiten Elektrode **2** elektrisch verbunden. Das Ausgangssignal des Verstärkers **4** wird an eine Signalerfassungseinheit **21** übermittelt, welche das vom Verstärker **4** verstärkte Signal erfasst. Die beiden Elektroden **1** und **2** sind mit einem RC-Glied symbolisiert, welches die Impedanz-Werte des ersten Messpfades und des zweiten Messpfades veranschaulicht. Dabei verläuft der erste Messpfad von dem Kontakt der ersten Elektrode **1** zu dem Patienten P über die erste Elektrode **1** zu dem ersten Eingang **5** des Verstärkers **4** und der zweite Messpfad von dem Kontakt der zweiten Elektrode **2** zu dem Patienten über die zweite Elektrode **2** zu dem zweiten Eingang **6** des Verstärkers **4**.

[0046] Ein Beispiel für ein Common-Mode-gestörtes EKG-Signal durch eine Impedanz-Differenz von 500 kOhm ist in der **Fig.** 2 gezeigt. Der zugehörige Test-Aufbau entspricht dem Aufbau in **Fig.** 1. In dem gezeigten Schaubild ist die Amplitude U_{EKG} des EKG-Signals in mV über die Zeit t in Sekunden aufgetragen. Die Amplitude der Störer beträgt im Beispiel mit 500 kOhm Impedanz-Differenz ca. 1.3 mV. In diesem Beispiel ist ein starkes EKG-Signal mit einer Amplitude von mehr als 2 mV gegeben, es gibt aber auch Patienten mit nur 0.1 mV Amplitude, welche komplett in diesen Störern verschwinden würde. Bei größeren Impedanz-Differenzen steigt die Amplitude der Common-Mode-Störsignale weiter an und kann auch Vielfache der gezeigten Darstellung erreichen.

[0047] Ein Beispiel für zwei Herzschläge eines ungestörten EKG-Signals ist in **Fig.** 3 gezeigt. In dem Schaubild der **Fig.** 3 ist eine EKG-Spannung U_{EKG} in mV über die Zeit t in Sekunden aufgetragen. Die charakteristischen Merkmale einer EKG-Kurve, wie zum Beispiel die R-Zacke und die s-Zacke, sind in dem Schaubild der **Fig.** 3 gut zu erkennen. Ein solches ungestörtes EKG-Signal ist allerdings mit der Anordnung in **Fig.** 1 kaum zu erreichen, da üblicherweise die Eingangswiderstände der Messschaltung **100** nicht gleich sind und somit Störsignale, insbesondere Common-Mode-Störsignale auftreten.

[0048] In **Fig.** 4 wird eine Schaltungsanordnung **400** für differentielle Messungen von EKG-Signalen gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht.

[0049] Eine erste Elektrode **1** ist mit ihrem Eingang mit einem Patienten P verbunden. Die erste Elektrode **1** ist Teil eines ersten Messpfades, welcher die erste Elektrode **1** und zusätzlich einen Widerstand R umfasst. Eine zweite Elektrode **2** steht mit ihrem Eingang ebenfalls mit dem Patienten P elektrisch in Verbindung. Die zweite Elektrode **2** ist mit ihrem Ausgang mit einem Shunt-Widerstand **3** verbunden und bildet mit diesem einen zweiten Messpfad.

[0050] Eine erste Verstärkerschaltung **4** umfasst einen ersten Eingang **5** und einen zweiten Eingang **6** sowie einen Ausgang **7**. Die erste Verstärkerschaltung **4** ist mit ihrem ersten Eingang **5** mit der ersten Elektrode **1** über den Widerstand R verbunden. Die erste Verstärkerschaltung **4** ist mit ihrem zweiten Eingang **6** über den Shunt-Widerstand **3** mit der zweiten Elektrode **2** elektrisch verbunden. Der Ausgang **7** der ersten Verstärkerschaltung **4** ist mit ei-

nem Eingang einer Signalerfassungseinheit **21** verbunden. Ein Ausgang der Signalerfassungseinheit **21** ist mit einem Eingang einer Auswertungseinheit **23** verbunden.

[0051] Eine zweite Verstärkerschaltung **8** umfasst einen ersten Eingang **9** und einen zweiten Eingang **10**, wobei der erste Eingang **9** der zweiten Verstärkerschaltung **8** zwischen den Shunt-Widerstand **3** und den zweiten Eingang **6** der ersten Verstärkerschaltung **4** geschaltet ist und der zweite Eingang **10** der zweiten Verstärkerschaltung **8** zwischen die zweite Elektrode **2** und den Shunt-Widerstand **3** geschaltet ist. Die zweite Verstärkerschaltung **8** ist mit ihrem Ausgang **11** mit einer zweiten Signalerfassungseinheit **22** elektrisch verbunden.

[0052] Während die erste Verstärkerschaltung **4** dem Erfassen der Messsignale, d.h. der Herzströme des Patienten dient und an die erste Signalerfassungseinheit **21** ein der Differenz der von der ersten Elektrode **1** und der zweiten Elektrode **2** erfassten Signale entsprechendes Signal weitergibt, das jedoch eventuell noch Gleichtaktanteile aufweist, dient die zweite Verstärkerschaltung **8** dazu, einen Spannungsabfall am Shunt-Widerstand **3**, welcher proportional zu dem in dem zweiten Messpfad fließenden Gleichtaktstrom ist, zu ermitteln und an die zweite Signalerfassungseinheit **22** weiterzugeben. Die Auswertungseinheit **23** kann zum Beispiel ein adaptives Filter umfassen, welches in Abhängigkeit von dem von der zweiten Signalerfassungseinheit **22** erfassten Signal eingestellt wird und das von der ersten Signalerfassungseinheit **21** erfasste Signal derart filtert, dass der Gleichtaktanteil des von der ersten Signalerfassungseinheit **21** erfassten Messsignals unterdrückt wird.

[0053] Alternativ kann eine analog zu der Messschaltung der **Fig.** 4 aufgebaute Anordnung einen mehrkanaligen Aufbau aufweisen. Weiterhin ist bei einer mehrkanaligen Messanordnung auch eine Multiplexschaltung möglich. Diese ist bei gleicher Anzahl von Messpfaden deutlich kompakter gestaltet.

[0054] **Fig.** 5 zeigt auf der linken Seite ein Schaubild eines mit einem mit dem Messsignal korrelierten Störsignal behafteten EKG-Signals. Dabei sind jeweils Signalamplituden über die Zeit aufgetragen. Das Störsignal ergibt sich in diesem Fall aus der Drehung in einer CT-Anordnung. Der Abstand von Stör- und Nutzsignal beträgt weniger als 0,1 Hz. Ein vergrößerter Ausschnitt des EKG-Signals veranschaulicht die Überlagerung von Störsignal und Nutzsignal nochmals im Detail. Es ist zu erkennen, dass das Nutzsignal (der Peak mit der größeren Amplitude in der Mitte der vergrößerten Darstellung des EKG-Signals) praktisch zeitgleich mit dem Störsignal (das höherfrequente Signal mit kleinerer Amplitude) auftritt. Ein solches Störsignal wäre mit einer herkömmlichen Anordnung nicht mehr herauszufiltern, da dabei auch das Nutzsignal verloren ginge. Mit der erfindungsgemäßen Messschaltung lässt sich jedoch das Nutzsignal vom Störsignal effektiv trennen, so dass das auf der rechten Seite der **Fig.** 5 oben dargestellte Signal von dem auf der rechten Seite der **Fig.** 5 unten dargestellten Störsignal getrennt werden kann. Sowohl das gefilterte Signal rechts oben und das Störsignal links unten in **Fig.** 5 sind noch zusätzlich in Vergrößerungen dargestellt, um Details der Signale besser erkennen zu können.

[0055] In **Fig.** 6 ist ein Ausschnitt aus einer Messschaltung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt, welche besonders geeignet für die Unterdrückung von mit dem Messsignal korrelierten Gleichtaktsignalen ist. Die Anordnung **600** beruht auf einer spannungsbasierten differentiellen Widerstandsmessmethode. Mit der in **Fig.** 6 gezeigten Messschaltung **600** wird eine aktive Messung der Impedanz der Messpfade realisiert. Es wird eine zusätzliche Spannung U über einen ersten Widerstand R_1 an den ersten Eingang **5** einer Verstärkerschaltung **4** gelegt. Der zweite Eingang **6** der Verstärkerschaltung **4** ist über einen zweiten Widerstand R_2 mit Masse GND verbunden. Am Ausgang **7** der Verstärkerschaltung wird eine Differenzspannung gemessen, aus der sich der Impedanzwert des ersten Patientenkontakts bzw. des zugehörigen ersten Messpfades ergibt. Bei der Messung der Impedanz des zweiten Patientenkontakts bzw. des zweiten Messpfades muss die Anordnung entsprechend geändert werden. D.h. es wird der zweite Messpfad, welcher mit dem zweiten Eingang **6** elektrisch verbunden ist, mit der zusätzlichen Spannung U beaufschlagt und der erste Eingang **5** wird über einen Widerstand mit Masse GND verbunden. Eine (nicht gezeigte) Steuereinheit dient zur Ansteuerung der Messschaltung mit einer Spannung U bzw. der Festlegung der Stärke und Wellenform der Spannung U. Auf Basis der aktiven Ermittlung der Impedanzen der Messpfade kann der durch den Gleichtaktstrom erzeugte Spannungsabfall an dem Shunt-Widerstand bestimmt werden und vom Nutzsignal subtrahiert werden. Diese Rechenoperation kann zum Beispiel von der in **Fig.** 4 gezeigten Auswertungseinheit **23** vorgenommen werden. Die nicht gezeigten Teile der Messschaltung **500** können entsprechend den übrigen veranschaulichten Ausführungsbeispielen ausgeführt sein.

[0056] In **Fig.** 7 ist eine Messschaltung **700** schematisch gezeigt, welche auf einer alternativen aktiven differentiellen Widerstandsmessmethode beruht. In diesem Fall ist das differentielle Widerstandsmessverfahren strombasiert. Bei dieser Vorgehensweise liegt an dem ersten Eingang **5** der Verstärkerschaltung **4** bzw. dem ersten Messpfad eine zusätzliche regelbare Stromquelle I_1. Zwischen den zweiten Eingang **6** und Masse GND ist eine zweite Stromquelle I_2 geschaltet. Auch bei diesem Verfahren werden die

Messpfade aktiv mit einem Störsignal, in diesem Fall ein definierter Strom, belegt, woraus wiederum mit Hilfe der Verstärkerschaltung **4** die Impedanzen der einzelnen Messpfade ermittelt werden. Die nicht gezeigten Teile der alternativen aktiven Messschaltung **700** können entsprechend den übrigen veranschaulichten Ausführungsbeispielen ausgeführt sein.

[0057] In **Fig.** 8 ist eine Messschaltung **800** zum Messen von EKG-Signalen mit einer zusätzlichen RLD-Elektrode **13**, welche Teil eines RLD-Pfads ist, gezeigt. Die Schaltungsanordnung in **Fig.** 7 ist mit Ausnahme des zusätzlichen RLD-Pfades ähnlich aufgebaut wie die Schaltungsanordnung in **Fig.** 4.

[0058] Die Schaltungsanordnung **800** umfasst eine erste Elektrode **1**, welche mit ihrem Eingang mit einem Patienten P verbunden ist. Die erste Elektrode **1** ist Teil eines ersten Messpfades, welcher die erste Elektrode **1** und zusätzlich einen Widerstand R umfasst. Eine zweite Elektrode **2** steht mit ihrem Eingang ebenfalls mit dem Patienten P elektrisch in Verbindung. Die zweite Elektrode **2** ist mit ihrem Ausgang mit einem Shunt-Widerstand **3** verbunden und bildet mit diesem einen zweiten Messpfad.

[0059] Eine erste Verstärkerschaltung **4** umfasst einen ersten Eingang **5** und einen zweiten Eingang **6** sowie einen Ausgang **7**. Die erste Verstärkerschaltung **4** ist mit ihrem ersten Eingang **5** mit der ersten Elektrode **1** über den Widerstand R verbunden. Die erste Verstärkerschaltung **4** ist mit ihrem zweiten Eingang **6** über den Shunt-Widerstand **3** mit der zweiten Elektrode **2** elektrisch verbunden. Der Ausgang **7** der ersten Verstärkerschaltung **4** ist mit dem Eingang einer Signalerfassungseinheit **21** verbunden.

[0060] Eine zweite Verstärkerschaltung **8** umfasst einen ersten Eingang **9** und einen zweiten Eingang **10**, wobei der erste Eingang **9** der zweiten Verstärkerschaltung **8** zwischen den Shunt-Widerstand **3** und den zweiten Eingang **6** der ersten Verstärkerschaltung **4** geschaltet ist und der zweite Eingang **10** der zweiten Verstärkerschaltung **8** zwischen die zweite Elektrode **2** und den Shunt-Widerstand **3** geschaltet ist. Die zweite Verstärkerschaltung **8** ist mit ihrem Ausgang **11** mit einer Steuereinheit **24** elektrisch verbunden.

[0061] Der zusätzliche Patientenkontakt, meist als Right Leg Drive (right leg drive = Treiberschaltung für das rechte Bein) oder neutrale Elektrode bezeichnet, sorgt für den Potentialausgleich zwischen der Messschaltung und dem Patienten P. Der RLD-Pfad umfasst eine Treiberschaltung RLD für das rechte Bein. Die Treiberschaltung RLD wird von der Steuereinheit **24** derart angesteuert, dass über die RLD-Elektrode **13** ein Referenzpotential an das Bein des Patienten angelegt wird. Das Referenzpotential ergibt sich nun aus dem an dem Shunt-Widerstand **3** gemessenen Spannungsabfall bzw. der daraus ermittelten Gleichtaktspannung. Auf diese Weise kann das Referenzpotential auf die Gleichtaktspannung exakter festgelegt werden, als es zum Beispiel bei einer herkömmlichen Anordnung der Fall ist, bei der das Referenzpotential beispielsweise als Mittelwert aus den an den einzelnen Messpfaden anliegenden Signalen ermittelt wird.

[0062] In **Fig.** 9 ist eine Schaltungsanordnung **900** mit einem Shunt-Widerstand **3** gezeigt. Der Shunt-Widerstand **3** ist bei dieser Ausführungsform in einem von dem zweiten Messpfad getrennten bzw. davon abzweigenden zusätzlichen Messpfad angeordnet. Ebenso wie bei den Schaltungsanordnungen in den **Fig.** 4 und **Fig.** 7 wird ein an dem Shunt-Widerstand **3** abfallendes Potential von einer zweiten Verstärkerschaltung **8** gemessen und an eine Signalerfassungseinheit **22** weitergeleitet. Da bei der in **Fig.** 9 gezeigten Ausführungsform der Shunt-Widerstand **3** nicht in dem zweiten Messpfad liegt, beeinflusst er auch nicht durch thermisches Rauschen die über die erste Verstärkerschaltung **4** erfassten Messsignale. Der zusätzliche Messpfad zur Messung der Gleichtaktspannung umfasst noch eine regelbare Impedanz **14** mit einer regelbaren Kapazität **15** und einem regelbaren ohmschen Widerstand **16**, wobei die regelbare Impedanz **14** beispielsweise derart eingestellt werden kann, dass der zusätzliche Messpfad zur Messung der Gleichtaktspannung identische Eigenschaften wie der zweite Messpfad aufweist.

[0063] Alternativ kann die regelbare Impedanz auch so eingestellt sein, dass auf dem zusätzlichen Messpfad ein höherer Stromfluss erreicht wird, was zu einer verbesserten Unterdrückung von Gleichtaktstörsignalen auf dem ersten und zweiten Messpfad beiträgt.

[0064] In **Fig.** 10 ist eine herkömmliche EKG-Messschaltung **1000** veranschaulicht, welche zur Atemerkennung und zur Triggerung beispielsweise einer bildgebenden Einrichtung, wie zum Beispiel ein CT-Gerät oder ein MRT-Gerät, verwendet wird.

[0065] Die EKG-Messschaltung umfasst eine erste Elektrode **1**, welche am rechten Arm eines Patienten P angeordnet ist, eine zweite Elektrode **2**, die an dem linken Arm eines Patienten P angeordnet ist, und eine dritte Elektrode **35**, welche mit dem linken Fuß des Patienten P in Kontakt steht. Die an den Elektroden **1**, **2**, **35** anliegenden Signale werden mit Hilfe von Verstärkerschaltungen **4**, **17** und **31** in der bereits bekannten Weise an den Eingängen **5**, **6**, **18**, **19**, **32** und **33** differentiell detektiert und über Ausgänge **7**, **20** und **34** an eine Signalerfassungseinheit **21** weitergeleitet.

[0066] Zusätzlich ist ein separater Pfad zur Atmungserkennung installiert, welcher eine Verstärkerschaltung **36** mit zwei Eingängen **37** und **38** und ei-

nem Ausgang **39** umfasst, wobei die beiden Eingänge **37**, **38** mit der ersten Elektrode **1** bzw. der zweiten Elektrode **2** kapazitiv verbunden sind und der Ausgang **39** mit der Signalerfassungseinheit **21** elektrisch verbunden ist. Die kapazitiven Verbindungen werden in **Fig.** 9 mit Hilfe von Kondensatoren **40**, **41** symbolisiert, welche zwischen die erste Elektrode **1** und den ersten Eingang der Verstärkerschaltung des separaten Pfads zur Atmungserkennung bzw. zwischen die zweite Elektrode **2** und den zweiten Eingang **38** der Verstärkerschaltung des separaten Messpfads zur Atmungserkennung geschaltet sind.

[0067] Aufgrund des zusätzlichen separaten Messpfads sind die Übertragungsfunktionen der mit der ersten Elektrode **1** am rechten Arm des Patienten und der mit der zweiten Elektrode **2** am linken Arm des Patienten korrespondierenden Messpfade nicht gleich der Übertragungsfunktion des mit der dritten Elektrode **35** am linken Fuß korrespondierenden Messpfades. Herkömmlich wird diese Asymmetrie durch eine geeignete Dimensionierung der Kapazitäten **40**, **41** minimiert, was dazu führt, dass sich bei dem Anliegen von regulären Nutzsignalen, deren Amplitude im Bereich < 10 mV liegt, und auch Gleichtaktstörsignalen, deren Signalamplitude im Bereich < 5V liegt, eine minimale Differenz der Übertragungsfunktionen nicht auswirkt. Allerdings besteht die Gefahr einer Störung durch einen ESD-Impuls, welcher selbst bei der Verwendung einer ESD-Schutzbeschaltung eine sehr große Amplitude von bis zu 100 V aufweist und daher bei auch nur leicht asymmetrischen Leitungen mit einer minimalen Differenz bezüglich der Übertragungsfunktion zu einem starken Störsignal bei der differentiellen Messung der die Atembewegung charakterisierenden Signale der ersten Elektrode **1** am rechten Arm und der zweiten Elektrode **2** am linken Arm führt.

[0068] In **Fig.** 11 ist eine Messschaltung **1100** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt, mit der die Störsignale aufgrund von ESD-Impulsen kompensiert werden können. Die Messschaltung weist die in **Fig.** 9 gezeigten Merkmale auf. Es sind jedoch zusätzlich zwischen die einzelnen Messpfade und Masse GND Impedanzen **42**, **43**, **44** geschaltet, welche jeweils Resistanzen **45**, **47**, **49** und Kapazitäten **46**, **48**, **50** aufweisen. Mit Hilfe dieser zusätzlichen Impedanzen **42**, **43**, **44** werden die einzelnen Messpfade symmetrisiert, so dass sie jeweils identische Übertragungsfunktionen aufweisen. Auch bei dem Auftreten eines ESD-Impulses kommt es bei dieser bezüglich der Impedanz symmetrisierten Anordnung nicht mehr zu einem durch Gleichtaktströme hervorgerufenen Störsignal. Oft reicht es bereits aus, auch nur den mit dem linken Fuß in Verbindung stehenden Messpfad mit einer zusätzlichen Impedanz zu versehen und an die Impedanzen der anderen beiden Messpfade anzugleichen, da diese günstigstenfalls bereits eine identische Übertragungsfunktion aufweisen.

[0069] In **Fig.** 12 ist eine Schaltungsanordnung **1200** zum differentiellen Messen von bioelektrischen Signalen veranschaulicht. Die Schaltungsanordnung **1200** ist ähnlich aufgebaut wie die in **Fig.** 1 bzw. in **Fig.** 8 gezeigten Schaltungen.

[0070] Wie die Schaltung **800** in **Fig.** 8 weist sie neben einer ersten EKG-Elektrode **1** und einer zweiten EKG-Elektrode **2** eine Verstärkerschaltung **4** mit einem ersten Eingang **5** und einem zweiten Eingang **6** sowie einem Ausgang **7** und auch eine Treiberschaltung RLD für das rechte Bein auf, die eine zusätzliche Elektrode **13** ansteuert, die mit dem rechten Bein eines Patienten in Kontakt steht. Wie bereits bei der Beschreibung der **Fig.** 8 erläutert, dient der zusätzliche RLD-Pfad dem Anlegen eines Referenzpotentials an den Körper des Patienten. In der in **Fig.** 12 gezeigten Anordnung wird das Referenzpotential auf Basis eines von einer Erfassungseinheit **21** erfassten und an eine Steuerungseinheit **24** übermittelten Differenzsignals der an der ersten und zweiten Elektrode **1**, **2** anliegenden Signale ermittelt und mit Hilfe der Treiberschaltung RLD an die zusätzliche Elektrode **13** angelegt.

[0071] Weiterhin umfasst die in **Fig.** 12 gezeigte Anordnung **1200** auf den Messpfaden zwischen der ersten Elektrode **1** und dem ersten Eingang **5** der Verstärkerschaltung **4** und zwischen der zweiten Elektrode **2** und dem zweiten Eingang **6** der Verstärkerschaltung **4** jeweils zwei Schutzwiderstände **51**, **52** bzw. **53**, **53** auf. Die Schutzwiderstände dienen dazu, Patientenhilfsströme auf einen vorbestimmten Wert zu beschränken. Anders als bei herkömmlichen Schaltungsanordnungen sind die Schutzwiderstände jedoch auf die Messpfade beschränkt. Anders ausgedrückt, sind auf dem RLD-Pfad zwischen der zusätzlichen Elektrode **13** und der Treiberschaltung RLD keine Schutzwiderstände angeordnet.

[0072] Der Vorteil der Anordnung der Schutzwiderstände allein in den Messpfaden liegt darin, dass auf diese Weise der Widerstand des RLD-Pfades minimiert und der durch diesen fließende Strom maximiert werden kann, während der durch den Messpfad fließende Strom reduziert wird, was zu einer Minimierung von Störsignalen aufgrund von Gleichtaktströmen führt. Dies ist damit zu erklären, dass die Größe der differentiell gemessenen Gleichtaktstörspannung bei gleicher Impedanzdifferenz proportional zur Stromstärke ist. Der RLD-Pfad besitzt gegenüber den Messpfaden eine wesentlich geringere Impedanz, um den Strom durch den RLD-Pfad im Vergleich zu den Strömen in den Messpfaden zu maximieren und so die Common-Mode-Störungen auf den Messpfaden zu reduzieren. Andererseits ist eine Begrenzung der Patientenhilfsströme trotz der geänder-

ten Anordnung der Schutzwiderstände gewährleistet, da der Gesamtwiderstand zwischen zwei beliebigen Polen bzw. Elektroden erhalten bleibt.

[0073] In **Fig.** 13 wird ein Verfahren **1300** zum differentiellen Messen von Spannungen gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht. Bei dem Schritt **13.I** wird zunächst ein erstes Signal S1 mit einer ersten Elektrode und ein zweites Signal S2 mit einer zweiten Elektrode erfasst. Die erste Elektrode und die zweite Elektrode sind am Eingang mit einem Patienten verbunden und stellen am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung. Bei dem Schritt **13.II** wird ein Differenzsignal auf Basis des ersten Signals S1 und des zweiten Signals S2 ermittelt. Bei dem Schritt **13.III** wird die Stromstärke eines Gleichtaktstroms an einem der zweiten Elektrode **2** zugeschalteten Shunt-Widerstand gemessen. Bei dem Schritt **13.IV** wird die Übertragungsfunktion der der ersten Elektrode **1** und der zweiten Elektrode **2** entsprechenden Messpfade ermittelt. Dies kann beispielsweise durch eine Gleichspannungs- oder Wechselspannungs- oder Wechselstromerzeugung an den beiden Messpfaden und Messungen von dadurch erzeugten Spannungswerten an den beiden Messpfaden realisiert sein, wie sie in den **Fig.** 6 und **Fig.** 7 veranschaulicht sind. Bei dem Schritt **13.V** wird auf Basis der Übertragungsfunktion und des gemessenen Gleichtaktstroms die Spannung eines an der Messschaltung anliegenden Gleichtaktsignal ermittelt. Bei dem Schritt **13.VI** wird ein Nutzsignal durch Subtraktion des in dem Schritt **13.II** ermittelten Differenzsignals und des in dem Schritt **13.V** ermittelten Gleichtaktsignals berechnet. Auf diese Weise kann auch bei einer Korrelation zwischen dem Störsignal und dem Nutzsignal eine Unterdrückung des Störsignals erreicht werden, ohne die Stärke des Nutzsignals selbst zu beeinträchtigen.

[0074] Im Vergleich zu der herkömmlichen Herangehensweise bei der Minimierung von Gleichtaktstörsignalen ist das erfindungsgemäße Verfahren deutlich flexibler, für den Benutzer leichter handhabbarer und weniger zeit- und arbeitsaufwändig.

[0075] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei dem vorhergehend detailliert beschriebenen Verfahren sowie bei den dargestellten differentiellen Spannungsmesssystemen lediglich um Ausführungsbeispiele handelt, welche vom Fachmann in verschiedenster Weise modifiziert werden können, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen. Weiterhin schließt die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht aus, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließen die Begriffe „Einheit“ nicht aus, dass die betreffenden Komponenten aus mehreren zusammenwirkenden Teil-Komponenten bestehen, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Bezugszeichenliste

1	erste Elektrode
2	zweite Elektrode
3	Shunt-Widerstand
4	Differenz-Verstärker / erste Verstärkerschaltung
5	erster Eingang der ersten Verstärkerschaltung
6	zweiter Eingang der ersten Verstärkerschaltung
7	Ausgang der ersten Verstärkerschaltung
8	zweite Verstärkerschaltung
9	erster Eingang der zweiten Verstärkerschaltung
10	zweiter Eingang der zweiten Verstärkerschaltung
11	Ausgang der zweiten Verstärkerschaltung
13	RLD-Elektrode
14	regelbare Impedanz
15	regelbare Kapazität
16	ohmscher Widerstand
17	Verstärkerschaltung
18	Eingang
19	Eingang
20	Ausgang
21	Signalerfassungseinheit
22	zweiten Signalerfassungseinheit
23	Auswertungseinheit
24	Steuereinheit
31	Verstärkerschaltung
32	Eingang
33	Eingang
34	Ausgang
35	dritte Elektrode
36	Verstärkerschaltung
37	Eingang
38	Eingang
39	Ausgang
40, 41	Kondensatoren
42, 43, 44	Impedanzen
45, 47, 49	Resistanzen
46, 48, 50	Kapazitäten
51, 52, 53, 53	Schutzwiderstände
100	Schaltungsanordnung zum Messen eines Elektrokardiogramms
600	Messanordnung mit einer spannungsbasierten differentiellen Widerstandsmessmethode
700	Messschaltung mit einer strombasierten differentiellen Widerstandsmessmethode

800	Messschaltung zum Messen von EKG-Signalen mit einer zusätzlichen RLD-Elektrode
900	Schaltungsanordnung mit Shunt-Widerstand in einem separaten Messpfad
1000	herkömmliche EKG-Messschaltung zum Messen einer Atembewegung
1100	Messschaltung zum Messen einer Atembewegung mit symmetrisierten Messpfaden
1200	Schaltungsanordnung mit Schutzwiderständen
GND	Masse
I_1	erste Stromquelle
I_2	zweite Stromquelle
P	Patient
R	Widerstand
R_1	erster Widerstand
R_2	zweiter Widerstand
RLD	Treiberschaltung für das rechte Bein
t	Zeit
U	Spannung
U_{EKG}	Amplitude des EKG-Signals

Patentansprüche

1. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**), aufweisend:
– zwei Elektroden (**1**, **2**), welche am Eingang mit einem Patienten (P) verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen,
– einen Shunt-Widerstand (**3**), welcher seriell zu der zweiten Elektrode (**2**) geschaltet ist,
– eine erste Verstärkerschaltung (**4**) mit einem ersten Eingang (**5**) für ein erstes Signal von der ersten Elektrode (**1**) und einem zweiten Eingang (**6**) für ein zweites Signal von der zweiten Elektrode (**2**) und einem Ausgang (**7**),
– eine zweite Verstärkerschaltung (**8**) mit einem ersten Eingang (**9**) und einem zweiten Eingang (**10**), wobei der erste Eingang (**9**) der zweiten Verstärkerschaltung (**8**) zwischen den Shunt-Widerstand (**3**) und den zweiten Eingang der ersten Verstärkerschaltung (**4**) geschaltet ist und der zweite Eingang (**10**) der zweiten Verstärkerschaltung (**8**) zwischen die zweite Elektrode (**2**) und den Shunt-Widerstand (**3**) geschaltet ist, und einem Ausgang (**11**),
– eine erste Signalerfassungseinheit (**21**) am Ausgang (**7**) der ersten Verstärkerschaltung (**4**) und
– eine zweite Signalerfassungseinheit (**22**) am Ausgang (**11**) der zweiten Verstärkerschaltung (**8**), welche das Signal von der zweiten Verstärkerschaltung (**8**) als Messgröße der Stromstärke eines Gleichtaktstroms erfasst.

2. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach Anspruch 1, aufweisend einen adaptiven Filter zwischen einer der beiden Elektroden (**1**, **2**) und einem der beiden Eingänge (**5**, **6**) der ersten Verstärkerschaltung (**4**), welcher derart eingestellt ist, dass der Gleichtaktstrom unterdrückt wird.

3. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach Anspruch 1 oder 2, umfassend eine erste und eine zweite Einheit (**500**, **600**) zur Gleich- oder Wechsel-Spannungs- oder -Stromerzeugung (U, I_1, I_2) an den beiden Eingängen (**5**, **6**) der ersten Verstärkerschaltung (**4**), und eine Auswertungseinheit (**23**), welche dazu eingerichtet ist, auf Basis der an den beiden Eingängen (**1**, **2**) gemessenen Spannungswerte die Übertragungsfunktion der ersten Elektrode (**1**) und der zweiten Elektrode (**2**) zu bestimmen.

4. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach Anspruch 3, aufweisend eine Steuerungseinheit zur Steuerung der ersten und zweiten Einheit (**500**, **600**) zur Gleich- oder Wechsel-Spannungs- oder -Stromerzeugung (U, I_1, I_2) an den beiden Eingängen (**1**, **2**) der ersten Verstärkerschaltung (**4**), welche dazu eingerichtet ist, die beiden Einheiten (**500**, **600**) derart anzusteuern, dass Wechselstrom-Signale mit variierender Frequenz an der ersten Elektrode (**1**) und der zweiten Elektrode (**2**) erzeugt werden.

5. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Steuerungseinheit dazu eingerichtet ist, die beiden Einheiten (**500**, **600**) derart anzusteuern, dass Wechselstrom-Signale mit einer Impuls- oder Sprungfunktion an der ersten Elektrode (**1**) und der zweiten Elektrode (**2**) erzeugt werden.

6. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Auswertungseinrichtung (**23**) dazu eingerichtet ist, auf Basis der erfassten Stromstärke des Gleichtaktstroms und der ermittelten Übertragungsfunktion den durch den Gleichtaktstrom an dem Shunt-Widerstand (**3**) erzeugten Spannungsabfall zu ermitteln und von dem von der ersten Signalerfassungseinheit (**21**) erfassten Signal zu subtrahieren.

7. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, aufweisend eine Mehrzahl von der ersten Elektrode (**1**) entsprechenden Messelektroden, welche am Eingang mit einem Patienten (P) verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen.

8. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach Anspruch 7, welches einen oder mehrere vorgeschaltete Multiplexer umfasst, durch welche weitere Messkontakte mit dem ersten und zweiten Eingang (**5**, **6**) der ersten Verstärkerschaltung (**4**) verbunden werden können.

9. Differentielles Spannungsmesssystem (**400**) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, welches für jede Elektrode zusätzlich einen mit einem Shunt-Widerstand (**3**) versehenen, der jeweiligen Elektrode zuschaltbaren Messpfad zur Messung von Gleichtaktströmen aufweist.

10. Differentielles Spannungsmesssystem (**800**) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, welches einen weiteren Kontakt (RLD, **13**) zur Erzeugung eines Signals an dem Körper des Patienten (P) besitzt, welches auf die an dem Shunt-Widerstand (**3**) ermittelte Gleichtaktspannung geregelt werden kann.

11. Differentielles Spannungsmesssystem (**900**) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei der Shunt-Widerstand (**3**) in einem dritten Strompfad angeordnet ist, welcher von einem durch die zweite Elektrode (**2**) und den zweiten Eingang (**6**) des ersten Verstärkers (**4**) gebildeten Messpfad am Ausgang der zweiten Elektrode (**2**) abzweigt, und ferner aufweisend eine regelbare Impedanz (**14**), welche zwischen den Shunt-Widerstand (**3**) und Masse (GND) geschaltet ist.

12. Differentielles Spannungsmesssystem (**1100**), aufweisend:
– eine Mehrzahl von Messpfaden, welche jeweils eine Elektrode (**1**, **2**, **35**) zum Erfassen eines an der jeweiligen Elektrode anliegenden Signals aufweisen,
– mindestens eine Verstärkerschaltung (**4**, **17**, **31**) mit einem ersten Eingang (**5**, **18**, **32**), welcher mit einer ersten Elektrode (**1**, **2**) elektrisch verbunden ist, und einem zweiten Eingang (**6**, **19**, **33**), welcher mit einer zweiten Elektrode (**2**, **35**) elektrisch verbunden ist, wobei die Verstärkerschaltung (**4**, **17**, **31**) ein Differenzsignal aus den an der ersten und der zweiten Elektrode anliegenden Signalen ermittelt,
– eine Signalerfassungsschaltung (**21**), welche dazu eingerichtet ist, ein von der mindestens einen Verstärkerschaltung ermitteltes Differenzsignal zu erfassen,
– eine zusätzliche Verstärkerschaltung (**36**), deren beide Eingänge jeweils über eine Kapazität (**40**, **41**) mit einer der Elektroden (**1**, **2**) gekoppelt ist,
– mindestens einen mit einer zusätzlichen Impedanz (**42**, **43**, **44**) versehenen zusätzlichen Strompfad, welcher mit einer der Elektroden (**1**, **2**, **35**) gekoppelt ist und derart dimensioniert ist, dass die Übertragungsfunktionen der einzelnen, den einzelnen Elektroden zugeordneten Messpfade aneinander angeglichen sind.

13. Differentielles Spannungsmesssystem (**1200**) aufweisend: zwei Elektroden (**1**, **2**), welche am Eingang mit einem Patienten (P) verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen,
– eine Verstärkerschaltung (**4**) mit einem ersten Eingang (**5**) für ein erstes Signal von der ersten Elektrode (**1**) und einem zweiten Eingang (**6**) für ein zweites Signal von der zweiten Elektrode (**2**) und einem Ausgang (**7**),
– eine Signalerfassungseinheit (**21**) am Ausgang (**7**) der ersten Verstärkerschaltung (**4**),
– einen weiteren Kontakt (RLD, **13**) zur Erzeugung eines Referenzsignals auf dem Körper des Patienten (P).
– eine Steuereinheit (**24**), welche die Signale von der Signalerfassungseinheit (**21**) liest und den weiteren Kontakt (RLD, **13**) derart ansteuert, dass ein einer gemessenen Gleichtaktspannung entsprechendes Referenzsignal auf dem Körper des Patienten erzeugt wird,
– eine Mehrzahl von Schutzwiderständen (**51**, **52**, **53**, **54**) ausschließlich zwischen der ersten Elektrode (**1**) und dem ersten Eingang (**5**) der Verstärkerschaltung (**4**) sowie der zweiten Elektrode (**2**) und dem zweiten Eingang (**6**) der Verstärkerschaltung (**4**), so dass die Impedanz des weiteren Kontakts (RLD, **13**) minimiert ist.

14. Verfahren (**1300**) zum differentiellen Messen von Spannungen, aufweisend die Schritte:
– Erfassen eines ersten Signals mit einer ersten Elektrode (**1**) und eines zweiten Signals mit einer zweiten Elektrode (**2**), welche am Eingang mit einem Patienten verbunden sind und am Ausgang je einen Messkontakt zur Verfügung stellen,
– Messen eines Gleichtaktstroms an einem der zweiten Elektrode zugeschalteten Shunt-Widerstand (**3**),
– Ermitteln eines korrigierten differentiellen Spannungssignals auf Basis der ermittelten Messwerte.

Es folgen 8 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

Stand der Technik

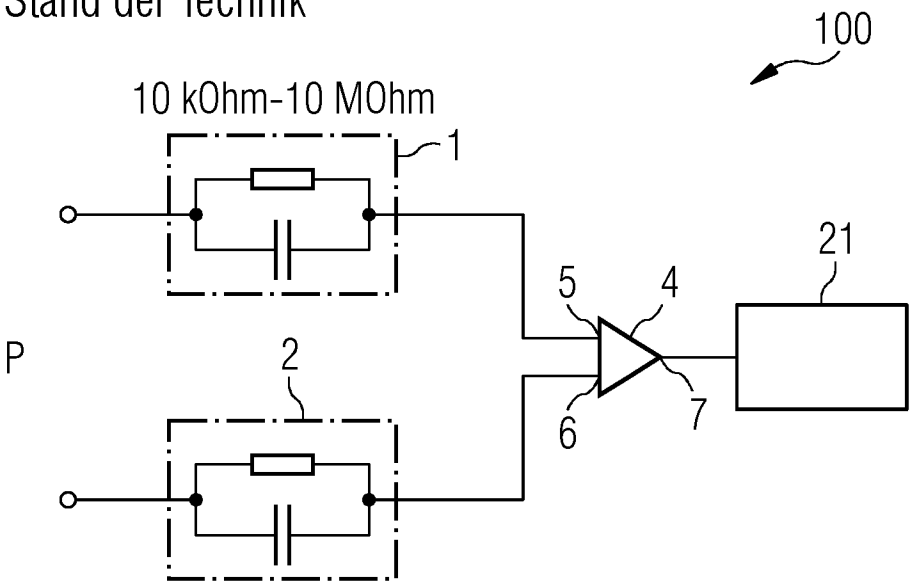


FIG 2

Stand der Technik

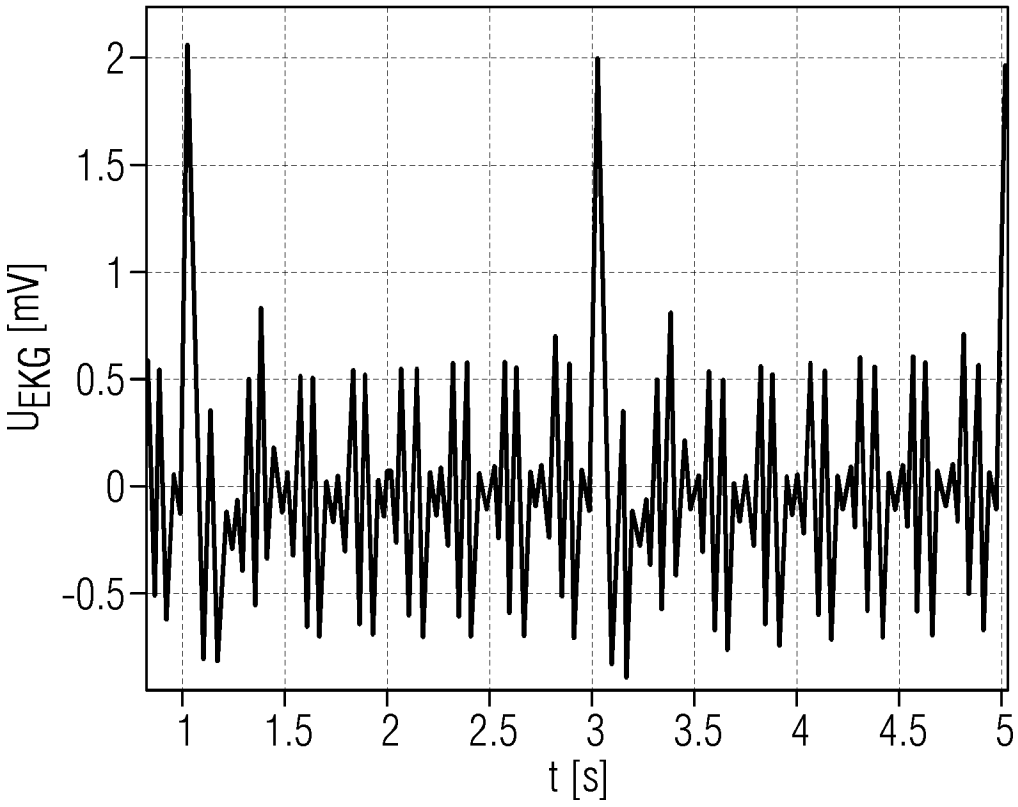


FIG 3

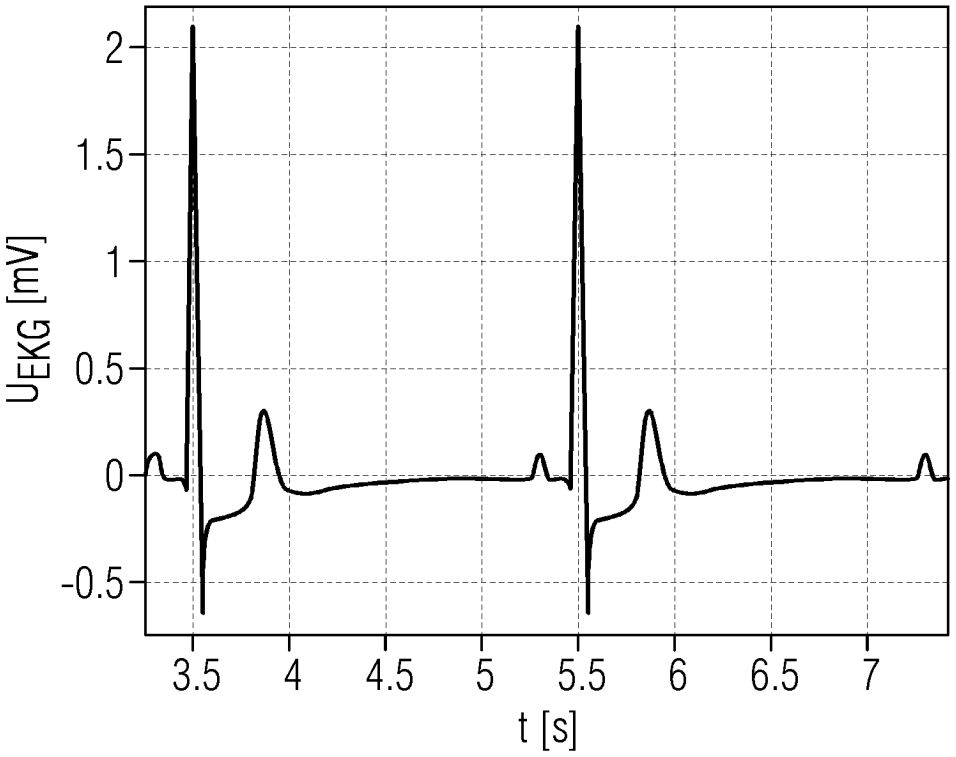
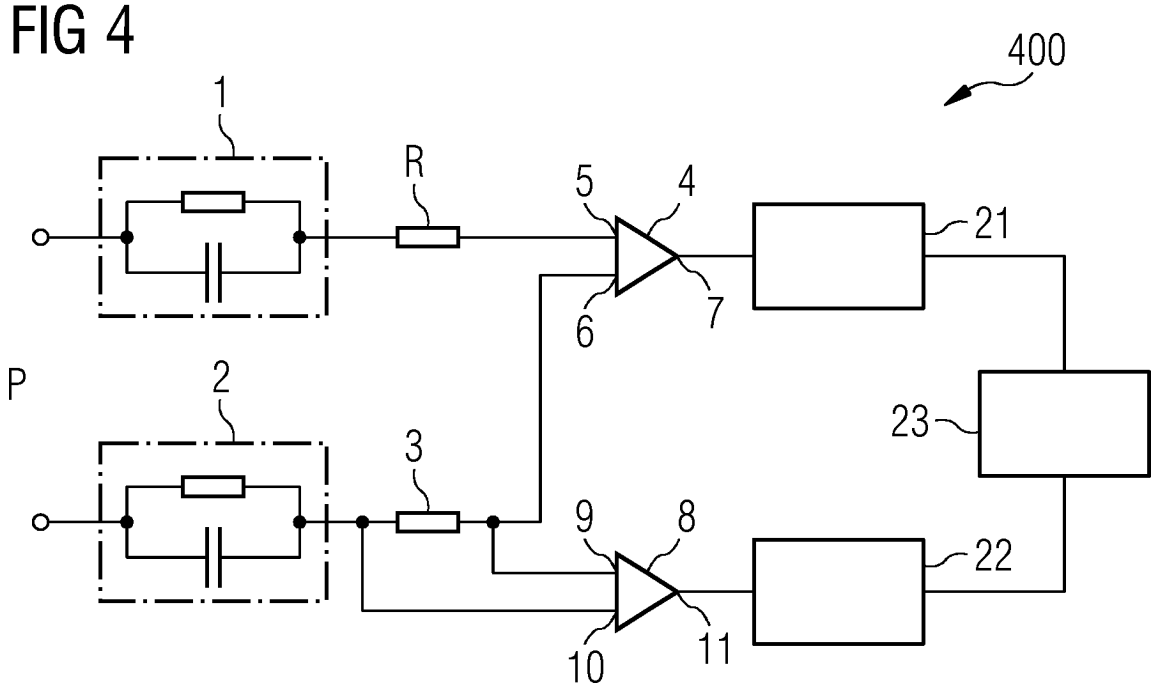

2
1.5
1
0.5
0
-0.5
U_{EKG} [mV]
3.5
4
4.5
5
5.5
6
6.5
7
t [s]

FIG 4


400
1
R
5
4
21
6
7
P
2
23
3
9
8
22
10
11

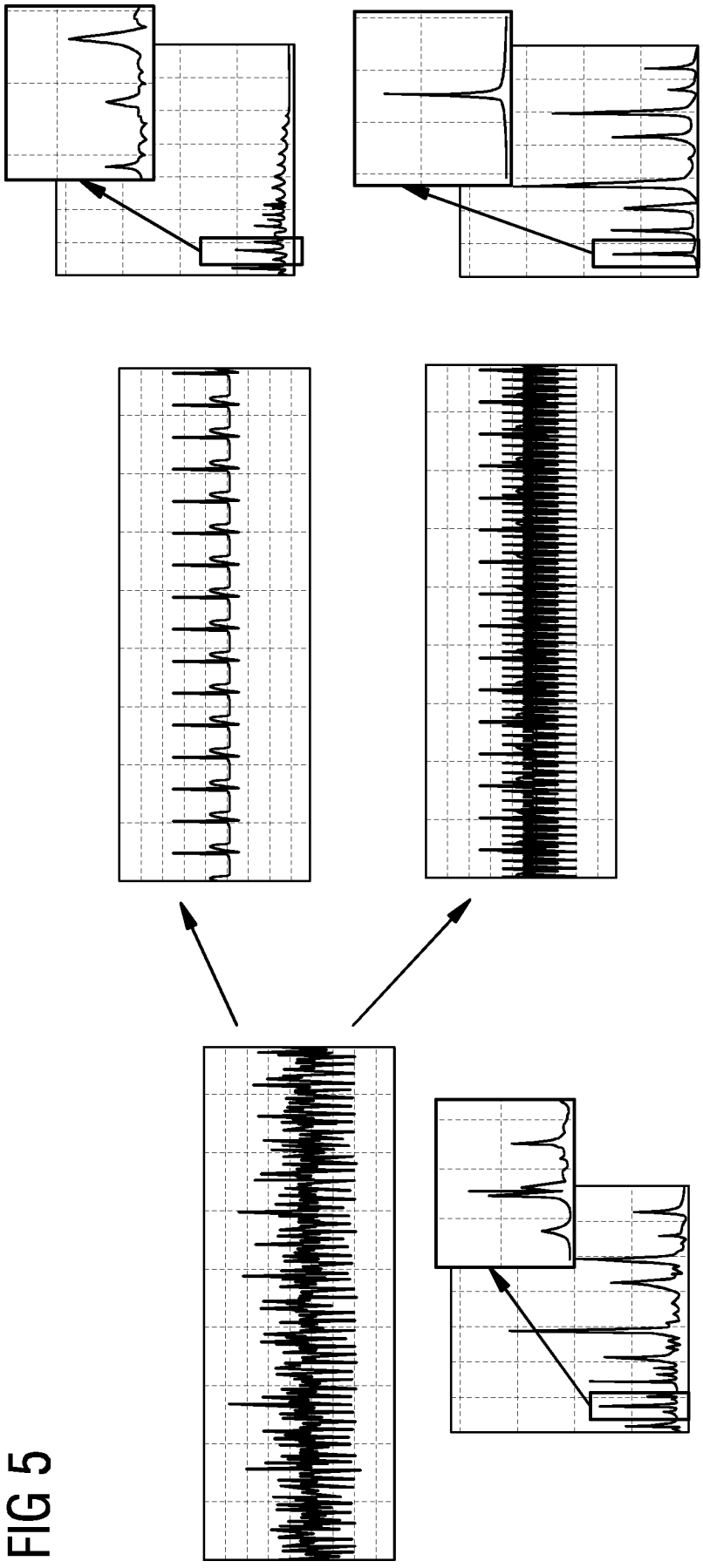


FIG 5

FIG 6

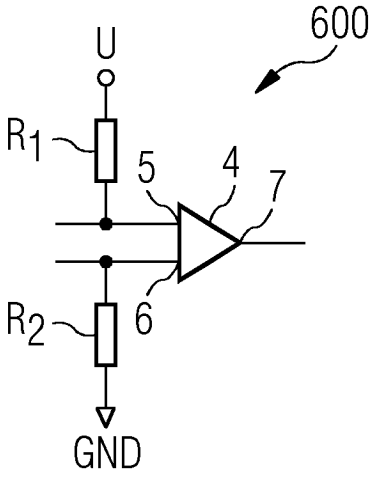


FIG 7

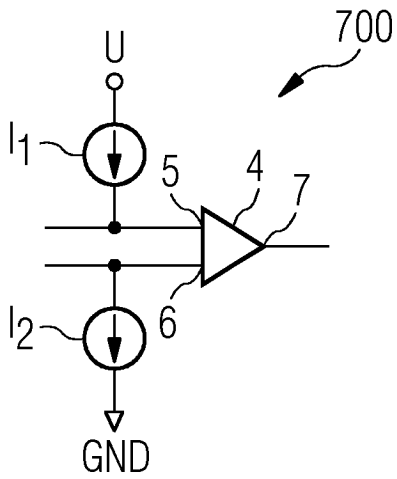


FIG 8

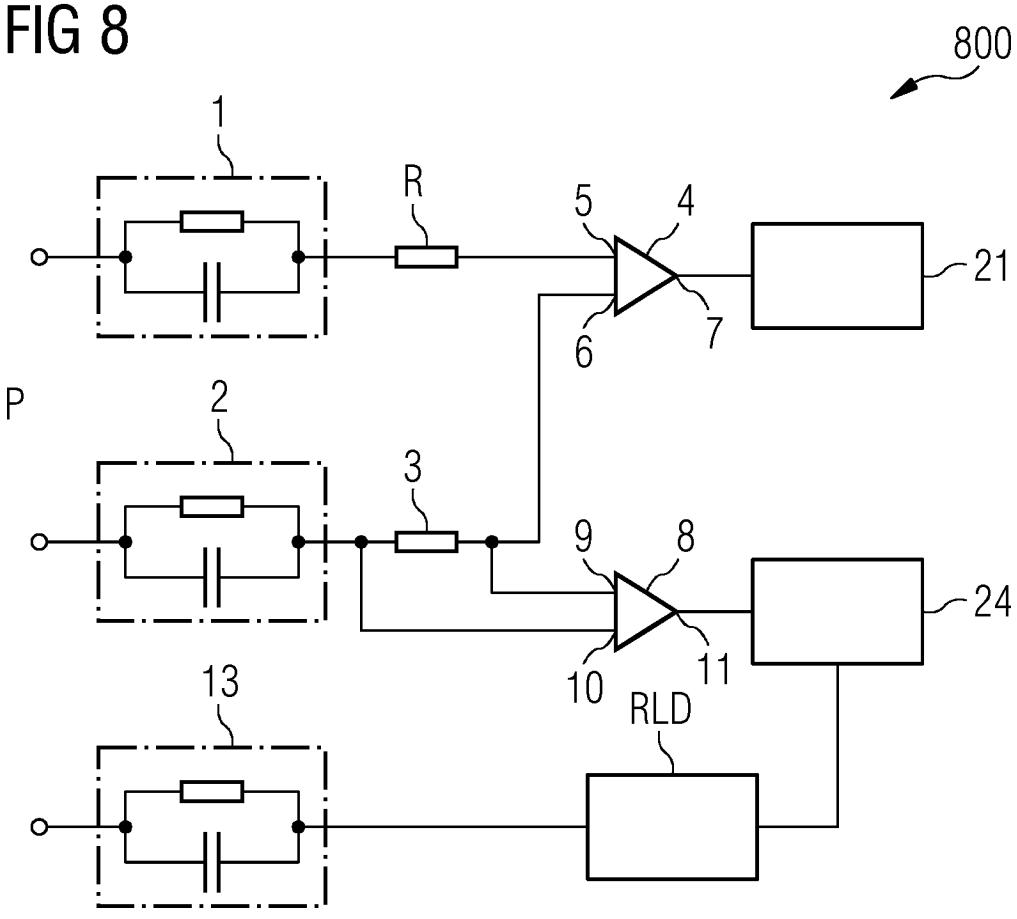


FIG 9

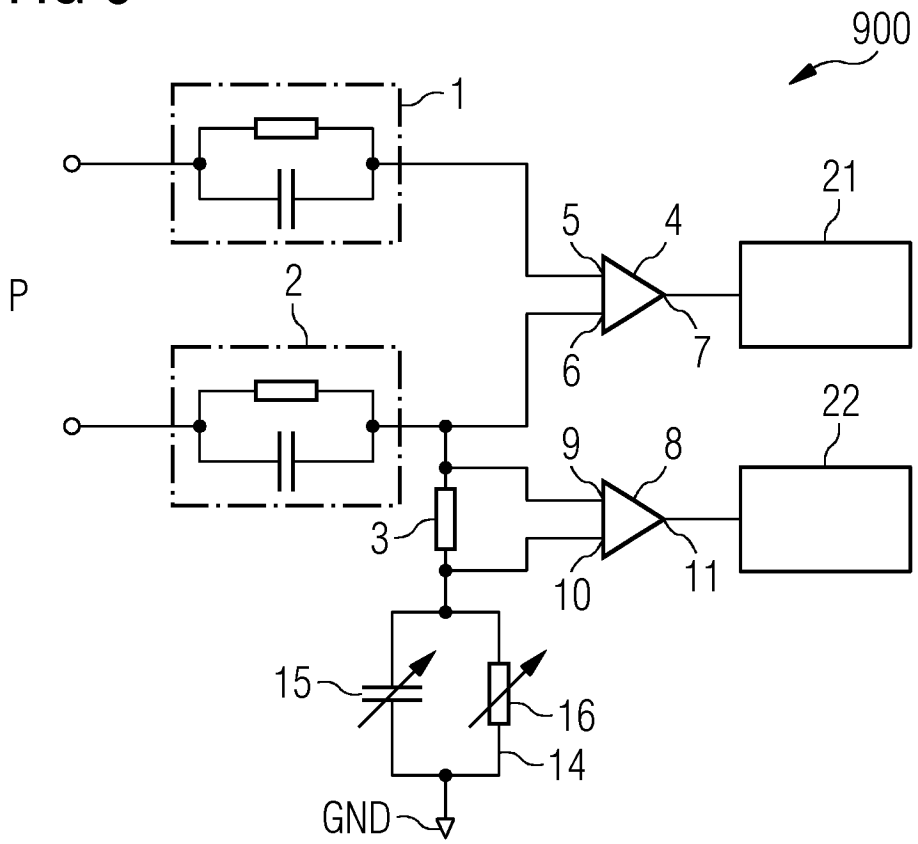


FIG 10

Stand der Technik

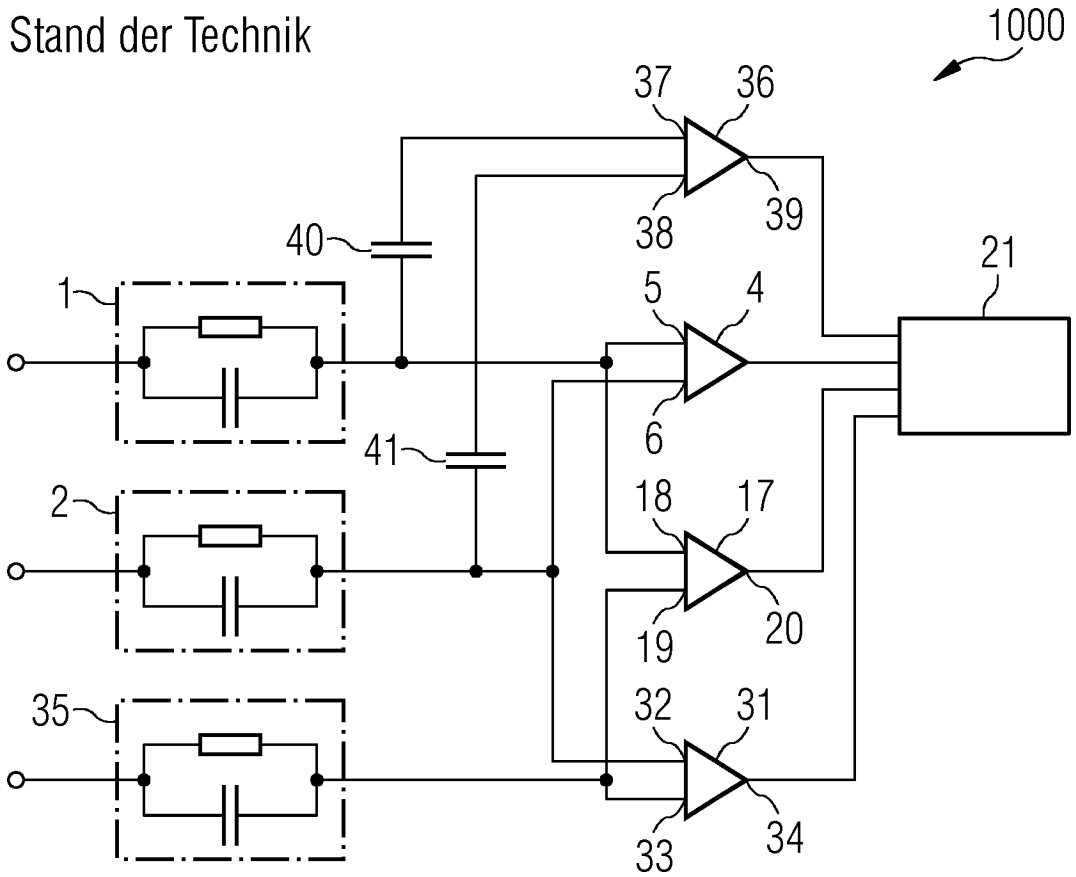


FIG 11

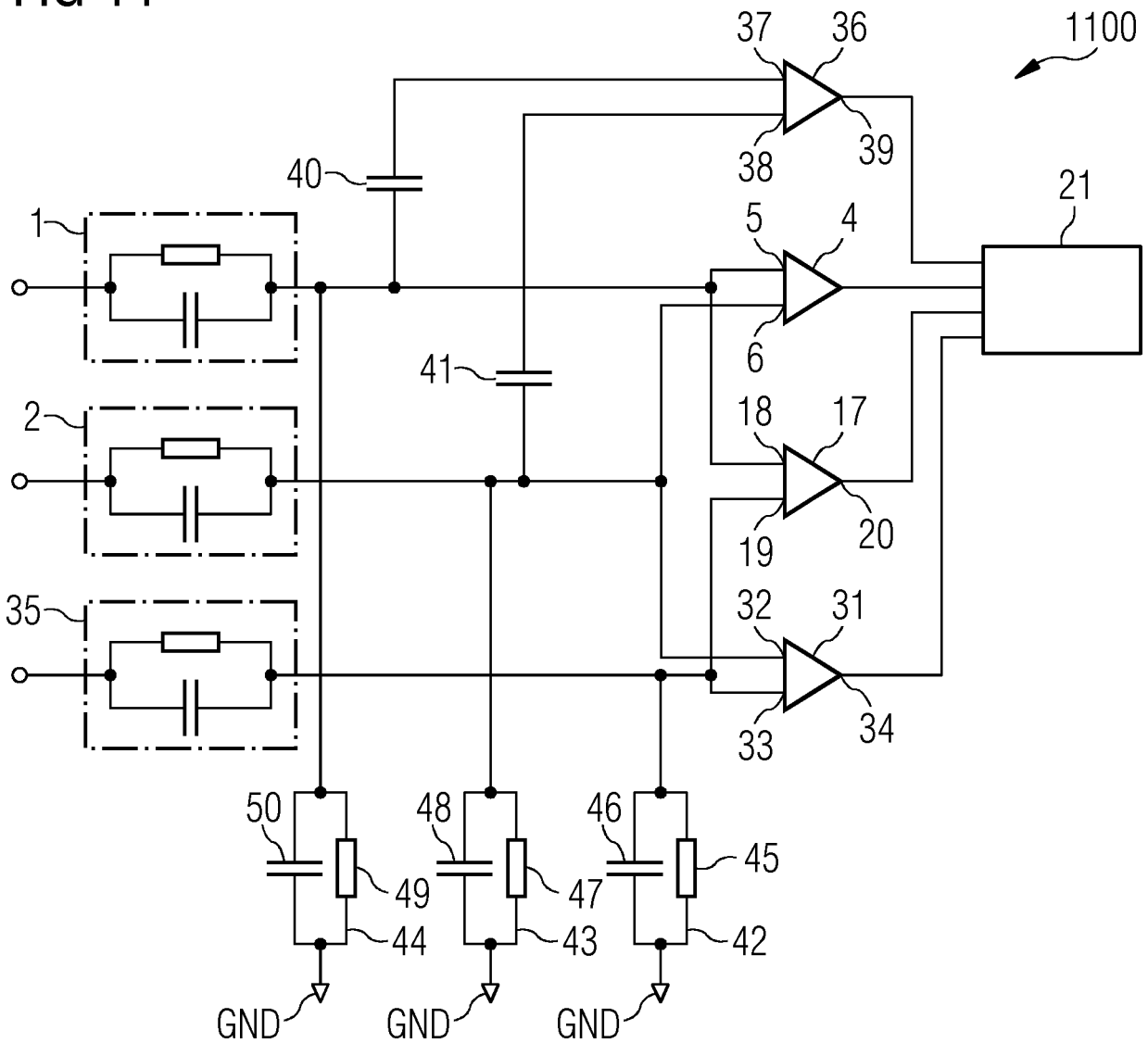

37
36
1100
38
39
40
21
1
5
4
6
41
2
18
17
19
20
35
32
31
33
34
50
48
46
45
49
47
44
43
42
GND
GND
GND

FIG 12

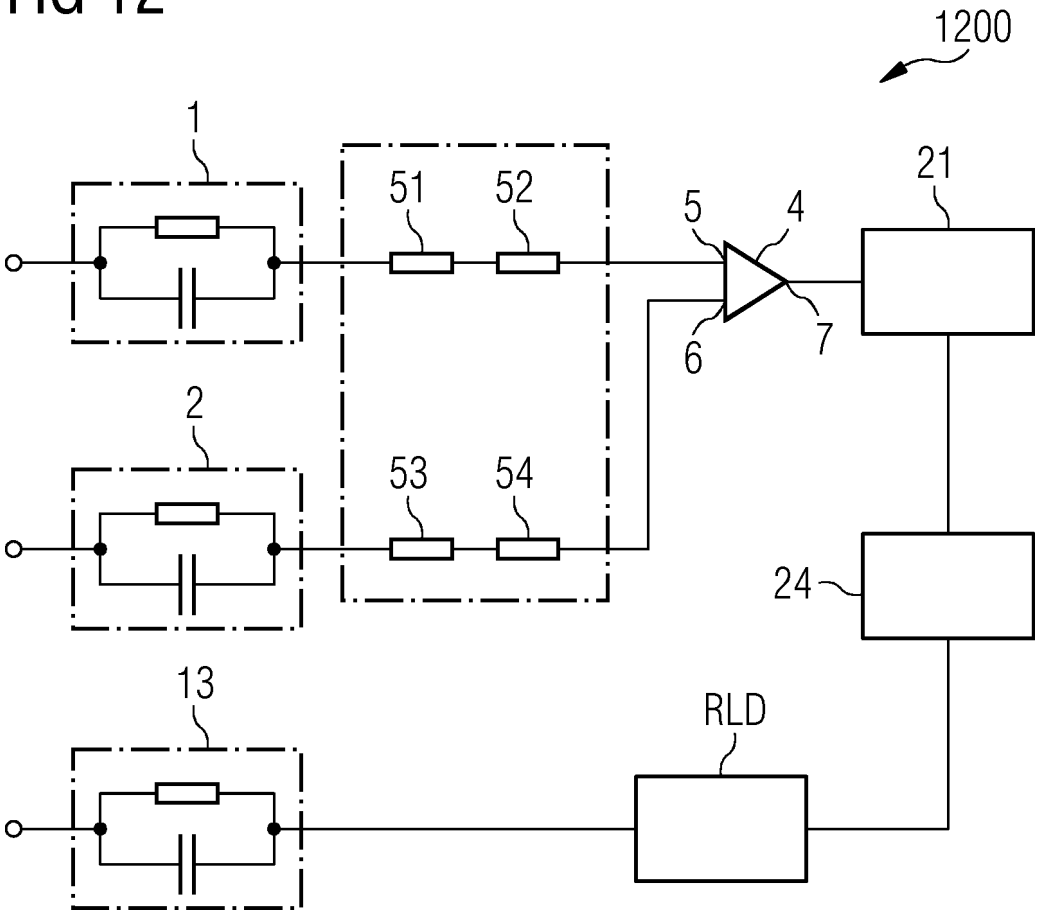


FIG 13

