



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: 2009122182/14, 02.11.2007

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
02.11.2007

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
10.11.2006 US 60/865,351

(43) Дата публикации заявки: 20.12.2010 Бюл. № 35

(45) Опубликовано: 10.07.2012 Бюл. № 19

(56) Список документов, цитированных в отчете о  
поиске: US 5921939 A, 13.07.1999. US 4917099 A,  
17.04.1990. US 6597942 B1, 22.07.2003. SU  
1323080 A1, 15.07.1987.(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на  
национальной фазе: 10.06.2009(86) Заявка РСТ:  
IB 2007/054461 (02.11.2007)(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2008/056309 (15.05.2008)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б.Спасская, 25, стр.3,  
ООО "Юридическая фирма Городисский и  
Партнеры", пат.пов. Ю.Д. Кузнецову,  
рег.№ 595

(72) Автор(ы):

**ХЕРЛЕЙКСОН Эарл (US)**

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС  
ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (NL)****(54) СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ КАЧЕСТВА КОНТАКТА ЭКГ-ЭЛЕКТРОДОВ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине, а именно к системе и способу для формирования выходных сигналов, показывающих качество контакта множества электродов, присоединенных к пациенту. Генератор сигналов, соединенный с электродом сравнения, вводит переменный сигнал в пациента. Множество дифференциальных усилителей, каждый из которых соединен с одним соответствующим электродом из

множества электродов, для обнаружения входного сигнала от пациента, выполнены с возможностью выдачи соответствующего выходного сигнала в ответ на соответствующий входной сигнал. Выходной сигнал, сформированный соответствующим дифференциальным усилителем, показывает качество контакта для соответствующего электрода. Изобретение позволяет упростить обработку сигнала. 3 н. и 18 з.п. ф-лы, 5 ил.



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.  
**A61B 5/0424** (2006.01)  
**A61B 5/0428** (2006.01)

**(12) ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2009122182/14, 02.11.2007**

(24) Effective date for property rights:  
**02.11.2007**

Priority:

(30) Convention priority:  
**10.11.2006 US 60/865,351**

(43) Application published: **20.12.2010 Bull. 35**

(45) Date of publication: **10.07.2012 Bull. 19**

(85) Commencement of national phase: **10.06.2009**

(86) PCT application:  
**IB 2007/054461 (02.11.2007)**

(87) PCT publication:  
**WO 2008/056309 (15.05.2008)**

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B.Spaskaja, 25, str.3, OOO  
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",  
pat.pov. Ju.D. Kuznetsovu, reg.№ 595**

(72) Inventor(s):

**KhERLEJKSON Eharl (US)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS, N.V.  
(NL)**

**(54) SYSTEM OF MEASURING QUALITY OF ECG-ELECTRODE CONTACT**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine, namely to system and method for formation of output signals which show quality of contact of multiple electrodes, connected to patient. Signal generator, connected with reference electrode, introduces an alternating signal in patient. Multitude of differential amplifiers, each of which is connected with one corresponding electrode from

multitude of electrodes, for detection of input signal from patient, are made with possibility of producing corresponding output signal in response to corresponding input signal. Output signal, formed by corresponding differential amplifier, shows quality of contact for corresponding electrode.

EFFECT: group of inventions makes it possible to simplify signal processing.

21 cl, 5 dwg

R U 2 4 5 4 9 2 8 C 2

R U 2 4 5 4 9 2 8 C 2

Изобретение относится к измерению качества контакта электродов для многоэлектродной диагностической системы, способной снимать электрокардиограмму (ЭКГ) пациента, и, в частности, к измерительной системе, которая динамически измеряет характеристику ослабления синфазного сигнала с целью измерения качества контакта электродов и точности снятия сигнала ЭКГ.

Врачу, который накладывает ЭКГ-электроды, полезно знать, правильно ли подсоединены электроды к пациенту. Известные способы для измерения состояния контакта электродов подразделяют на две основные категории. К одной категории относятся способы подачи тока отдельно в каждый из отдельных электродов. К второй категории относится приложение к пациенту напряжения, которое является общим для всех контрольных электродов, подсоединенных к пациенту.

Типичную схему ЭКГ проектируют с расчетом на очень высокий входной импеданс, и в результате для подачи сигнала на каждый вход ЭКГ требуется источник тока с очень высоким импедансом источника питания. Данный источник тока может обеспечивать либо сигнал переменного тока (АС), либо сигнал постоянного тока (DC). Один из электродов, которые подсоединены к пациенту, является электродом сравнения. Обычно электрод сравнения является электродом на правой ноге в стандартной системе отведений. Электрод сравнения является соединением с низким импедансом от пациента к измерительному устройству, выполненному с возможностью оценки качества контакта электродов на основе полученного напряжения на каждом соответствующем электроде. Возвратный путь для источника тока проходит через электрод сравнения. Напряжение, показанное на каждом электроде, является функцией падения напряжения на электроде сравнения и отдельном электроде.

Недостатком подключения источников переменного или постоянного тока к каждому входу является значительное наращивание цепей при каждом входе в точке, где очень большое значение имеют высокий импеданс и утечка на платы. Другой недостаток заключается в том, что упомянутые методы могут давать неверное показание, что провод отведения подсоединен, когда он может быть, фактически, отсоединен, если входной импеданс кабеля или входного усилителя снижен из-за аппаратной неисправности или утечки на плату, вызванной высокой влажностью окружающей среды.

Другой недостаток подключения источника постоянного тока к каждому входному электроду заключается в том, что постоянные токи могут формировать напряжение из-за протекания тока через электролит к металлической контактной поверхности электрода с созданием потенциала сдвига постоянной составляющей отдельно от сопротивления постоянному току в контактном импедансе кожи. Этот потенциал электрода может затем быть источником шумов при модулировании движением пациента. Для сведения к минимуму потенциала сдвига постоянной составляющей необходимо использовать очень слабые постоянные токи порядка 10 нА. Однако подобные слабые токи очень затрудняют надежное применение, и утечка на плату во влажных средах может, в принципе, нейтрализовать подобные слабые токи и стать причиной ошибочного отсчета. Другой недостаток способа на постоянном токе состоит в том, что схемы не могут отличать потенциал сдвига постоянной составляющей между гелем и металлической контактной поверхностью от потенциала сдвига постоянной составляющей на контактном импедансе между кожей и электродом. Способ на постоянном токе обычно ограничен обнаружением подсоединения провода отведения, но не определяет качество подсоединения.

5        Подача напряжения на электрод сравнения и измерение данного напряжения на  
входных проводах отведений являются намного более простым способом проверки  
подсоединения входного провода отведения к пациенту. Данный способ допускает  
простую проверку по отдельности каждого провода отведения для выяснения,  
10        отвечает ли требованиям уровень амплитуды сигнала, или дифференциальное  
сравнение двух или более проводов отведений для выяснения, насколько хорошо  
подавляется синфазный сигнал. Напряжение, подаваемое на электрод сравнения,  
должно содержать переменную составляющую, чтобы исключить помехи от  
15        потенциалов сдвига постоянной составляющей каждого электрода.

Сложность, связанная со способом подачи переменных сигналов либо в форме  
источника тока, либо в форме напряжения на электроде сравнения, заключается в  
исключении сигналов из искомым сигналов ЭКГ. Определение стимулирующих  
импульсов имплантированных кардиостимуляторов обычно представляет собой  
15        широкополосное измерение входного сигнала. Необходимо принимать меры, чтобы  
не повлиять на упомянутое определение стимулирующих импульсов за пределами  
ширины полосы частот ЭКГ, а также не повлиять на сигнал ЭКГ в пределах ширины  
полосы частот ЭКГ. Поэтому использование переменного сигнала для определения  
20        качества контакта провода отведения значительно усложняет необходимую  
обработку сигнала для его точного исключения из данных, которые затем  
применяются для обработки сигналов ЭКГ и стимулирующих импульсов.

В соответствии с принципами настоящего изобретения предлагается система для  
25        формирования выходных сигналов, показывающих качество контакта множества  
электродов, присоединенных к пациенту. Система содержит генератор сигналов,  
связанный с электродом сравнения и функционально предназначенный для выдачи  
переменного сигнала, и множество дифференциальных усилителей. Каждый  
дифференциальный усилитель содержит первый вход, соединенный с  
30        соответствующим электродом из множества электродов, и дополнительно содержит  
второй вход, связанный с плавающим общим узлом. Дифференциальные усилители  
выполнены с возможностью выдачи соответствующего выходного сигнала в ответ на  
входной сигнал, поданный на соответствующий первый вход. Выходной сигнал  
35        характеризует качество контакта для соответствующего электрода.

В соответствии с другим аспектом изобретения предлагается система для  
формирования выходных сигналов, характеризующих качество контакта множества  
электродов, присоединенных к пациенту. Система содержит генератор сигналов,  
связанный с электродом сравнения и выполненный с возможностью выдачи  
40        переменного сигнала, и дифференциальный матричный усилитель. Дифференциальный  
матричный усилитель выполнен с возможностью выдачи соответствующего  
выходного сигнала, характеризующего качество контакта для соответствующего  
электрода. Дифференциальный матричный усилитель содержит множество входов и  
соответствующее множество дифференциальных усилительных ступеней. Каждый из  
45        входов выполнен с возможностью связи с одним соответствующим электродом из  
множества электродов. Каждая дифференциальная усилительная ступень содержит  
дифференциальный усилитель, содержащий первый вход, связанный с  
соответствующим входом, второй вход, связанный с первым плавающим общим  
50        узлом, и выход, связанный со вторым плавающим общим узлом. Дифференциальные  
усилительные ступени дополнительно содержат первую емкостно-резистивную пару,  
параллельно соединенную между выходом и вторым плавающим общим узлом,  
вторую емкостно-резистивную пару, параллельно соединенную между вторым входом

и вторым плавающим общим узлом, и третью емкостно-резистивную пару, последовательно соединенную между вторым входом и первым плавающим общим узлом.

5 В соответствии с другим аспектом изобретения предлагается способ определения качества контакта множества электродов, присоединенных к пациенту. Способ  
10 содержит этап подачи переменного сигнала к пациенту и обнаружения соответствующего входного сигнала от пациента для каждого из электродов. Каждый из электродов подсоединен к первому входу соответствующего дифференциального усилителя, и второй вход каждого дифференциального усилителя связан с плавающим  
15 общим узлом. Способ дополнительно содержит этап формирования соответствующего выходного сигнала в ответ на определение соответствующего входного сигнала и этап оценки соответствующих выходных сигналов. Качество контакта электрода определяют по фазовому сдвигу и ослаблению соответствующего  
20 выходного сигнала, сформированного в ответ на соответствующий входной сигнал.

На чертежах:

Фиг. 1 - схема системы измерения качества контакта электродов в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

20 Фиг. 2 - схема системы измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 3 - схема системы измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

25 Фиг. 4 - схема системы измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 5 - схема системы измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

Ниже, чтобы обеспечить достаточное представление об изобретении, приведено  
30 описание некоторых элементов. Однако специалисту в данной области техники будет очевидно, что изобретение можно практически реализовать без данных конкретных элементов. Более того, нижеописанные конкретные варианты осуществления  
35 настоящего изобретения представлены для примера и не должны служить для ограничения объема изобретения данными конкретными вариантами осуществления. С другой стороны, общеизвестные схемы, управляющие сигналы, протоколы синхронизации и операции, выполняемые средствами программного обеспечения, подробно не показаны, чтобы не затенять изобретение.

На фиг. 1 показана система 100 измерения качества контакта электродов в  
40 соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения. Система 100 содержит генератор 106 переменных сигналов для, как подробнее поясняется ниже, ввода синфазного переменного сигнала V1 в пациента посредством электрода REF сравнения. Система 100 дополнительно содержит дифференциальный матричный усилитель 102 в конфигурации для четырехэлектродной схемы ЭКГ. Четыре электрода  
45 содержат один электрод REF сравнения и три контрольных электрода. Однако альтернативные варианты осуществления могут содержать больше или меньше электродов для подсоединения к пациенту. Хотя конкретные, описанные здесь варианты осуществления предназначены для применения с четырьмя электродами,  
50 следует понимать, что нижеследующего описания достаточно, чтобы позволить специалистам со средним уровнем компетентности в данной области техники практически реализовать варианты осуществления с разным числом электродов. Кроме того, хотя, конкретные, описанные здесь варианты осуществления

применяются для систем ЭКГ, некоторые или все принципы настоящего изобретения можно применить в других системах, которые измеряют биопотенциалы пациентов, например, в кардиографах, телеметрических системах, мониторах Хольтера, мониторах событий, дефибрилляторах и ультразвуковых системах с функцией ЭКГ.

5 Дифференциальный матричный усилитель 102 содержит три операционных усилителя (op-amp) 110А-110С и соответствующие регулирующие усиление импедансы цепей обратной связи, представленные сопротивлениями 120А-120С и 124А-124С. Как более подробно поясняется ниже, сопротивления 120А-120С предпочтительно  
10 равны ( $R1=R3=R5$ ), и сопротивления 124А-124С предпочтительно равны ( $R2=R4=R6$ ). Сопротивления 120А-120С соединены с плавающим общим узлом 122. Каждый из операционных усилителей 110А-110С содержит соответствующий входной узел 104А-104С, который подсоединен через соответствующий электрод для получения  
15 электрических сигналов от пациента. Контактный импеданс между кожей пациента и электродом моделируется на фиг. 1 импедансами 50, содержащими четыре пары параллельных резистивно-емкостных цепей 56А-56D, из которых каждая представляет собой импеданс одного из четырех электродов, подсоединенных к пациенту. На фиг. 1 показаны также конденсаторы 60А-60D, представляющие собой экран кабеля ЭКГ для  
20 каждого электрода.

В ответ на входные сигналы  $A_{in}$ ,  $B_{in}$ ,  $C_{in}$  от электродов пациента операционными усилителями 110А-110С формируются соответствующие выходные сигналы  $A_{out}$ ,  $B_{out}$ ,  $C_{out}$  и выдаются в выходные узлы 130А-130С. Сигналы  $A_{out}$ ,  $B_{out}$  и  $C_{out}$  подаются в  
25 обычный аналого-цифровой преобразователь (АЦП) (не показан) для преобразования выходных сигналов в цифровые данные, отражающие выходные сигналы. Цифровые данные оцениваются обычными схемами (не показаны) обработки данных для определения, не превосходит ли какой-нибудь из выходных сигналов пороговое напряжение. Если выходной сигнал выше порогового напряжения, это указывает на  
30 некачественный контакт электрода.

Дифференциальный матричный усилитель 102 можно математически описать следующими уравнениями.  $A_{in}$ ,  $B_{in}$  и  $C_{in}$  равны напряжениям во входных узлах 104А, 104В и 104С, соответственно,  $A_{out}$ ,  $B_{out}$  и  $C_{out}$  равны напряжениям в выходных узлах 130А, 130В и 130С, соответственно, и общий узел 122 обозначен как Com:

- 35 (1)  $(Com - A_{in})/R1 + (Com - B_{in})/R3 + (Com - C_{in})/R5 = 0$ ,  
 (2)  $Com \times (1/R1 + 1/R3 + 1/R5) = A_{in}/R1 + B_{in}/R3 + C_{in}/R5$ ,  
 (3)  $Com = (A_{in}/R1 + B_{in}/R3 + C_{in}/R5) / (1/R1 + 1/R3 + 1/R5)$ ,  
 (4)  $Com = A_{in} / (1 + R1/R3 + R1/R5) + B_{in} / (1 + R3/R1 + R3/R5) + C_{in} / (1 + R5/R1 + R5/R3)$ .

40 Уравнение (4) выводится из уравнения (1) его разложением с использованием уравнений (2) и (3). Кроме того,

- (5)  $A_{out} = Com + (A_{in} - Com) \times (R2 + R1)/R1$ ,  
 (6)  $B_{out} = Com + (B_{in} - Com) \times (R4 + R3)/R3$ , и  
 (7)  $C_{out} = Com + (C_{in} - Com) \times (R6 + R5)/R5$ .

45 Принимая, что  $R1=R3=R5$  и  $R2=R4=R6$ , уравнение (4) сводится к:

(8)  $Com = (A_{in} + B_{in} + C_{in})/3$ .

С применением уравнений (5), (6) и (7)

(9)  $A_{out} - B_{out} = (A_{in} - B_{in}) \times (R2 + R1)/R1$ ,

50 (10)  $A_{out} + B_{out} + C_{out} = A_{in} + B_{in} + C_{in}$ .

Как показывает уравнение (8), напряжение на общем узле 122 является средним из напряжений во входных узлах 104А-104С и не зависит от величин сопротивлений 120А-120С и 124А-124С. Кроме того, как видно из уравнений (9) и (10), дифференциальный

коэффициент усиления ( $A_{dm}$ ) равен  $(R_2+R_1)/R_1$ , и коэффициент ( $A_{cm}$ ) усиления синфазного сигнала равен единице. В результате коэффициент ослабления синфазного сигнала дифференциального матричного усилителя 102 равен дифференциальному коэффициенту усиления.

5 Во время работы переменное напряжение  $V_1$  подводится к пациенту через электрод REF сравнения, и дифференциальный матричный усилитель 102 определяет переменный сигнал как входные сигналы для каналов ЭКГ. Дифференциальный матричный усилитель 102 динамически измеряет способность к ослаблению  
10 синфазного сигнала системы измерений ЭКГ в то время, когда данная система подсоединена к пациенту. Снижение характеристики синфазного режима, проявляющие себя в виде отличия одного электрода по коэффициенту усиления входного уровня или частной характеристике от другого электрода, показывает, что качество контакта электрода является неудовлетворительным. Изменение  
15 коэффициента усиления входного уровня или частной характеристики имеет место, когда контактный импеданс электрода является достаточно высоким для того, чтобы входной импеданс системы ЭКГ начинал вызывать сдвиг по фазе и/или ослабление сигнала.

20 Преимущество применения дифференциального усилителя состоит в том, что синфазный сигнал, обусловленный вводом переменного напряжения через электрод REF сравнения, значительно подавляется по амплитуде, так что для электродов с удовлетворительным контактным импедансом сигнал ниже, чем  
25 требуемая шумовая характеристика системы. Однако, когда контактный импеданс электрода превышает уровень, который искажает сигнал ЭКГ, дифференциальный матричный усилитель 102 усиливает разностный сигнал до уровня, который превышает уровень шумов системы, и может быть обнаружен. Тем самым уменьшается сложность и упрощается требование к исключению переменного  
30 сигнала, используемого для определения качества контакта отведений.

При использовании дифференциального матричного усилителя 102 и вводимого опорного переменного сигнала измеряют те же самые характеристики, которые влияют на точность съема ЭКГ, независимо от возможных изменений входного импеданса системы ЭКГ. Ухудшение характеристик входного импеданса кабеля или  
35 входных электронных схем не приведет к ложному показанию, что электрод подсоединен, когда подсоединение в действительности отсутствует. Система правильно учитывает ухудшение характеристик входного импеданса и не покажет наличие качественного подсоединения, если контактный импеданс электрода  
40 значительно ниже, чем входной импеданс схемы с ухудшенными характеристиками. В результате выходные сигналы дифференциального матричного усилителя 102 будут указывать, что отведения подсоединены подходящим образом, только если качество измерений является удовлетворительным, и не будут ошибочно показывать, что контакт является неудовлетворительным, пока действительно не возникает риск  
45 неточного измерения.

Переменный сигнал, вводимый в пациента через электрод REF сравнения, может быть любым по форме или частоте. В альтернативных вариантах осуществления синфазный сигнал формируется источником случайных или псевдослучайных шумов.  
50 Частоту переменного сигнала можно выбрать, чтобы она была в пределах частотного диапазона ЭКГ, для измерения качества сигнала на требуемых частотах ЭКГ, вместо ее ограничения до значения за пределами частотного диапазона ЭКГ. Синфазный сигнал имеет предпочтительно низкую амплитуду, чтобы данный сигнал исключался

из разностного сигнала, когда качество контакта электрода является высоким, и становится заметным, когда качество контакта электрода является неудовлетворительным.

На фиг. 2 изображена система 200 измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

Система 200 содержит дифференциальный матричный усилитель 202, который содержит компоненты, аналогичные компонентам дифференциального матричного усилителя 102. Аналогичные компоненты обозначены на фиг. 2 такими же позициями, как на фиг. 1. Дифференциальный матричный усилитель 202 дополнительно содержит схему активной обратной связи, представленную операционным усилителем 204, сопротивлениями 210А-210С и конденсатором 220. Как известно специалистам со средним уровнем компетентности в данной области техники, действие схемы активной обратной связи состоит в подавлении синфазных сигналов на пациенте.

Чтобы ввести переменный сигнал для определения качества отведений, генератор сигналов 106 подсоединен последовательно с электродом REF сравнения через усилитель 204 активной обратной связи. Активная обратная связь служит для поддержания потенциала тела пациента под таким же напряжением, как и напряжение цепи измерения ЭКГ. То есть схема обратной связи активно регулирует напряжение пациента так, чтобы синфазный сигнал в выходных узлах 130А-130С был равен подаваемому сигналу V1. Поскольку коэффициент усиления синфазного сигнала усилителя равен единице, то синфазные сигналы во входных узлах 104А-104С устанавливаются равными V1. Работа дифференциального матричного усилителя 202 аналогична работе дифференциального матричного усилителя 102, показанного на фиг. 1, но с дополнительным преимуществом подавления синфазных шумов в схеме активной обратной связи.

На фиг. 3 изображена система 300 измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

Система 300 содержит дифференциальный матричный усилитель 302, который содержит компоненты, аналогичные компонентам дифференциального матричного усилителя 102, показанного на фиг. 1. Аналогичные компоненты обозначены на фиг. 3 такими же позициями, как на фиг. 1. Однако дифференциальный матричный усилитель 302 содержит дополнительные цепи для обеспечения однополюсного фильтра высоких частот и 2-полюсного фильтра низких частот.

Фильтр высоких частот обеспечивается подключением конденсаторов 310А-310С между общим узлом 122 и сопротивлениями 120А-120С. Схема ЭКГ должна допускать до 300 мВ смещения постоянной составляющей на электродах, но всего +/-5 мВ для сигнала ЭКГ. Фильтр высоких частот допускает более высокий дифференциальный коэффициент усиления для +/-5-мВ сигнала ЭКГ, без срезания, обусловленного 300-мВ допуском на смещение постоянной составляющей. Более высокий дифференциальный коэффициент усиления имеет следствием повышенную характеристику ослабления синфазного сигнала. Повышенная характеристика ослабления синфазного сигнала позволяет исключать введенный сигнал V1 из ЭКГ, пока входной импеданс или контактный импеданс пациента не вызывает сдвига по фазе или ослабления, определяемого дифференциальным матричным усилителем 302. Кроме того, постоянный уровень разностных сигналов во входных узлах 104А-104С может быть значительным, и применение фильтра высоких частот будет снижать коэффициент усиления постоянного разностного сигнала до единичного коэффициента усиления.

Фильтр низких частот содержит первый полюс, обеспеченный подсоединением



конденсаторов 306А-306С параллельно с сопротивлениями 124А-124С, и второй полюс, обеспеченный резистивно-емкостными парами 304А-304С. Низкочастотную фильтрацию применяют, чтобы снижать потенциал высокочастотных сигналов до побочной низкочастотной составляющей вплоть до низкой частоты в аналого-цифровом преобразователе (АЦП) дискретизации.

Дифференциальный матричный усилитель 302, показанный на фиг. 3, дополнительно содержит другой плавающий общий узел 320 между схемами 110А-110С операционных усилителей для каждого электрода. Плавающий узел 320 работает наподобие плавающего узла 122, общего для сопротивлений 120А-120С. Синфазный сигнал во входном узле 104А-104С также имеет единичный коэффициент усиления в выходном узле 130А-130С, так как напряжение на плавающем узле 320 будет соответствовать входному синфазному сигналу из-за нулевого синфазного тока, протекающего через сопротивления 314А-314С.

На фиг. 4 изображена система 400 измерения качества контакта электродов в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения. Система 400 содержит дифференциальный матричный усилитель 402, который объединяет дифференциальный матричный усилитель 102 (фиг. 1) как с цепями обратной связи дифференциального матричного усилителя 202 (фиг. 2), так и с фильтрами высоких частот и низких частот дифференциального матричного усилителя 302 (фиг. 3). Компоненты системы 400, которые аналогичны компонентам систем 100, 200 и 300, обозначены на фиг. 4 аналогичными позициями.

Как пояснялось выше, фильтры высоких частот и низких частот не влияют на коэффициент усиления синфазного сигнала. Следовательно, контур активной обратной связи может быть выполнен с более широкой полосой частот контура, так как на него не влияют полюса и нули функции дифференциального коэффициента усиления, связанные с разностными фильтрами. Дифференциальный матричный усилитель 402 обеспечивает существенную фильтрацию для ослабления сигналов за пределами частотного диапазона и дополнительно обеспечивает значительное ослабление синфазного сигнала.

На фиг. 5 представлен другой пример схемы электродов в соответствии с настоящим изобретением, которая еще более развивает принципы предыдущих примеров. В данной схеме общий узел 502 на входах усилителей 110А, 110В и 110С каналов электродов соединен с общим узлом 504 канала обратной связи связью 503. Как оказалось, данная связь обеспечивает повышенную стабильность в созданной схеме, в которой величины всех соответствующих сопротивлений и конденсаторов нескольких каналов не точно согласованы. Таким образом, стоимость схемы снижается благодаря возможности применения компонентов с более широкими допусками. Кроме того, схема содержит буферный усилитель 506 между общим выходом 504 цепи обратной связи каналов электродов и входом цепи обратной связи в усилитель 204 обратной связи. Данный вариант осуществления, как оказалось, обеспечивает также выход 410, характеризующий качество подсоединения электрода сравнения. Если качество контакта электрода сравнения является неудовлетворительным, то это сказывается на всех сигналах, поступающих в каналы электродов, что отражается в буферизованном сигнале обратной связи, поступающем в усилитель 204 обратной связи, и в сигнале активной обратной связи, вырабатываемым усилителем 204. Таким образом, «выходной сигнал сравнения» из узла 410 обеспечивает указание на неудовлетворительный контакт электрода сравнения.

Из вышеизложенного очевидно, что хотя выше для иллюстрации описаны конкретные варианты осуществления изобретения, различные модификации можно создавать без выхода за пределы сущности и объема изобретения. Соответственно изобретение ничем не ограничено, кроме прилагаемой формулы изобретения.

#### Формула изобретения

1. Система для формирования выходных сигналов, показывающих качество контакта множества электродов, присоединенных к пациенту, при этом система содержит:

генератор сигналов, соединенный с электродом сравнения и выполненный с возможностью выдачи переменного сигнала; и

множество дифференциальных усилителей, причем каждый дифференциальный усилитель содержит первый вход, соединенный с соответствующим электродом из множества электродов, и дополнительно содержит второй вход, связанный с плавающим общим узлом, причем каждый дифференциальный усилитель выполнен с возможностью выдачи соответствующего выходного сигнала в ответ на входной сигнал, поданный на соответствующий первый вход, причем выходной сигнал показывает качество контакта для соответствующего электрода.

2. Система по п.1, дополнительно содержащая:

усилитель обратной связи, содержащий первый вход, соединенный с генератором сигналов, и выход, соединенный с электродом сравнения, при этом усилитель обратной связи дополнительно содержит второй вход, соединенный с выходами множества дифференциальных усилителей, причем каждый выход дифференциальных усилителей соединен со вторым входом усилителя обратной связи через соответствующее сопротивление.

3. Система по п.2, дополнительно содержащая:

схему с активным фильтром, соединенную со множеством дифференциальных усилителей, выполненную с возможностью фильтрации соответствующих входных сигналов при формировании соответствующих выходных сигналов.

4. Система по п.3, в которой плавающий общий узел является первым плавающим общим узлом, и схема с активным фильтром содержит:

первую емкостно-резистивную пару, соединенную с выходом каждого дифференциального усилителя и параллельно соединенную между выходом дифференциального усилителя и вторым плавающим общим узлом;

вторую емкостно-резистивную пару, соединенную со вторым входом каждого дифференциального усилителя и параллельно соединенную между вторым входом дифференциального усилителя и вторым плавающим общим узлом; и

третью емкостно-резистивную пару, соединенную со вторым входом каждого дифференциального усилителя и последовательно соединенную между вторым входом дифференциального усилителя и первым плавающим общим узлом.

5. Система по п.4, в которой сопротивления второй емкостно-резистивной пары равны для каждого дифференциального усилителя, и сопротивления третьей емкостно-резистивной пары равны для каждого дифференциального усилителя.

6. Система по п.1, в которой каждый из множества дифференциальных усилителей соединен так, чтобы иметь единичный коэффициент усиления синфазного сигнала.

7. Система по п.1, в которой множество дифференциальных усилителей содержит три дифференциальных усилителя.

8. Система по п.1, в которой генератор сигналов содержит генератор

псевдослучайных шумов.

9. Система по п.1, при этом система содержится в системе измерения ЭКГ, выполненной с возможностью получения сигналов ЭКГ.

10. Система для формирования выходных сигналов, показывающих качество контакта множества электродов, присоединенных к пациенту, при этом система содержит:

генератор сигналов, соединенный с электродом сравнения и выполненный с возможностью выдачи переменного сигнала; и

дифференциальный матричный усилитель, содержащий множество входов и соответствующее множество дифференциальных усилительных ступеней, причем каждый вход выполнен с возможностью соединения с соответствующим одним из множества электродов, причем каждая дифференциальная усилительная ступень содержит дифференциальный усилитель, содержащий первый вход, соединенный с электродом, второй вход, соединенный с первым плавающим общим узлом, и выход, соединенный со вторым плавающим общим узлом, причем каждая дифференциальная усилительная ступень дополнительно содержит первую емкостно-резистивную пару, параллельно соединенную между выходом и вторым плавающим общим узлом, вторую емкостно-резистивную пару, параллельно соединенную между вторым входом и вторым плавающим общим узлом, и третью емкостно-резистивную пару, последовательно соединенную между вторым входом и первым плавающим общим узлом, причем дифференциальный матричный усилитель выполнен с возможностью выдачи соответствующего выходного сигнала в ответ на соответствующий входной сигнал, поданный на соответствующий вход, причем соответствующий выходной сигнал характеризует качество контакта для соответствующего электрода.

11. Система по п.10, в которой дифференциальный матричный усилитель дополнительно содержит усилитель обратной связи, содержащий первый вход, соединенный с генератором сигналов, и выход, соединенный с электродом сравнения, при этом усилитель обратной связи дополнительно содержит второй вход, соединенный с выходами множества дифференциальных усилителей, причем каждый выход дифференциальных усилителей соединен со вторым входом усилителя обратной связи через соответствующее сопротивление.

12. Система по п.10, в которой каждый из множества дифференциальных усилителей соединен так, чтобы иметь единичный коэффициент усиления синфазного сигнала.

13. Система по п.10, при этом система содержится в системе измерения ЭКГ, функционально предназначенной для съема сигналов ЭКГ.

14. Способ определения качества контакта множества электродов, присоединенных к пациенту, при этом способ содержит этапы, на которых:

подают переменный сигнал к пациенту;

обнаруживают соответствующий входной сигнал от пациента для каждого из электродов, причем каждый из электродов подсоединен к первому входу соответствующего дифференциального усилителя, причем второй вход каждого дифференциального усилителя соединен с плавающим общим узлом;

формируют соответствующий выходной сигнал в ответ на обнаружение соответствующего входного сигнала;

оценивают каждый из соответствующих выходных сигналов; и определяют качество контакта электрода по фазовому сдвигу и ослаблению соответствующего выходного сигнала, сформированного в ответ на соответствующий входной сигнал.

15. Способ по п.14, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что

подают обратно выходные сигналы в дифференциальный усилитель обратной связи, который формирует сигнал обратной связи, сводящий среднее выходных сигналов к величине, равной переменному сигналу.

5 16. Способ по п.14, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что активно фильтруют каждый из входных сигналов на этапе формирования соответствующего выходного сигнала.

17. Способ по п.16, в котором плавающий общий узел содержит первый плавающий общий узел, и в котором активная фильтрация каждого из входных сигналов содержит 10 этапы, на которых:

соединяют с выходом каждого дифференциального усилителя соответствующую первую емкостно-резистивную пару, параллельно соединенную между соответствующим выходом и вторым плавающим общим узлом;

15 соединяют со вторым входом каждого дифференциального усилителя соответствующую вторую емкостно-резистивную пару, параллельно соединенную между соответствующим вторым входом и вторым плавающим общим узлом; и

соединяют со вторым входом каждого дифференциального усилителя соответствующую третью емкостно-резистивную пару, последовательно соединенную 20 между соответствующим вторым входом и первым плавающим общим узлом.

18. Способ по п.14, дополнительно содержащий этапы, на которых:

25 подают обратно выходные сигналы в дифференциальный усилитель обратной связи, который формирует сигнал обратной связи, сводящий среднее выходных сигналов к величине, равной переменному сигналу; и активно фильтруют каждый из входных сигналов на этапе формирования соответствующего выходного сигнала.

19. Способ по п.14, в котором этап подачи переменного сигнала содержит подачу сигнала псевдослучайного шума.

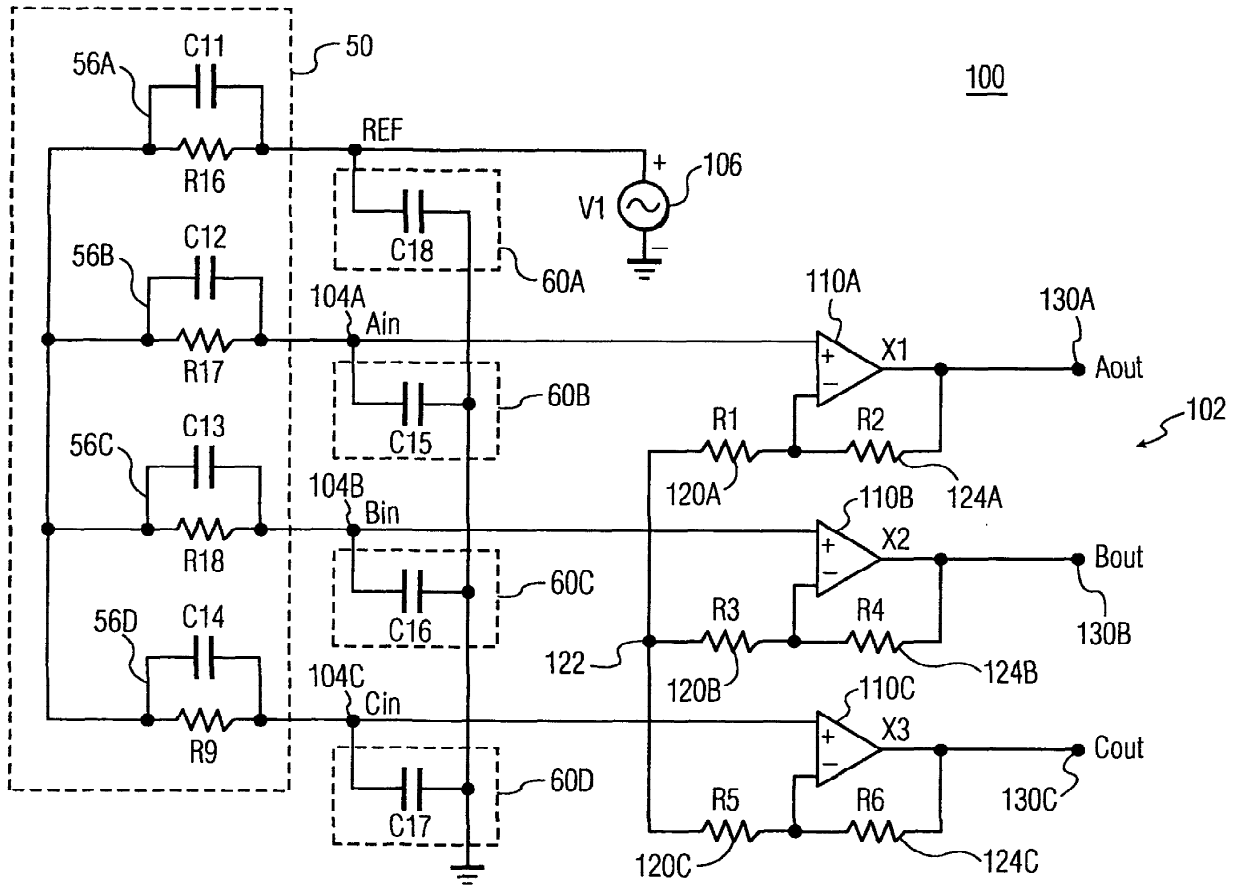
30 20. Способ по п.15, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что соединяют плавающий общий узел с общим узлом обратной связи дифференциальных усилителей электродов.

21. Способ по п.20, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что 35 считывают качество контакта электрода сравнения по сигналу, сформированному дифференциальным усилителем обратной связи.

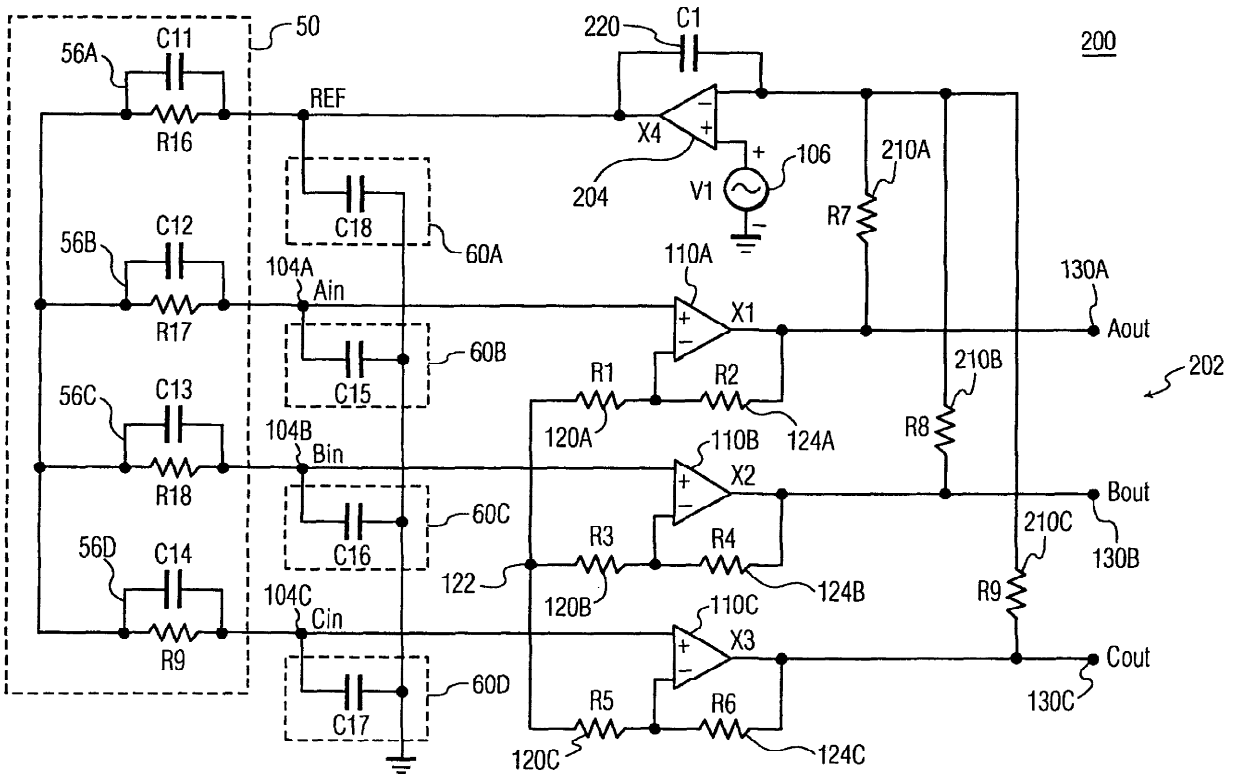
40

45

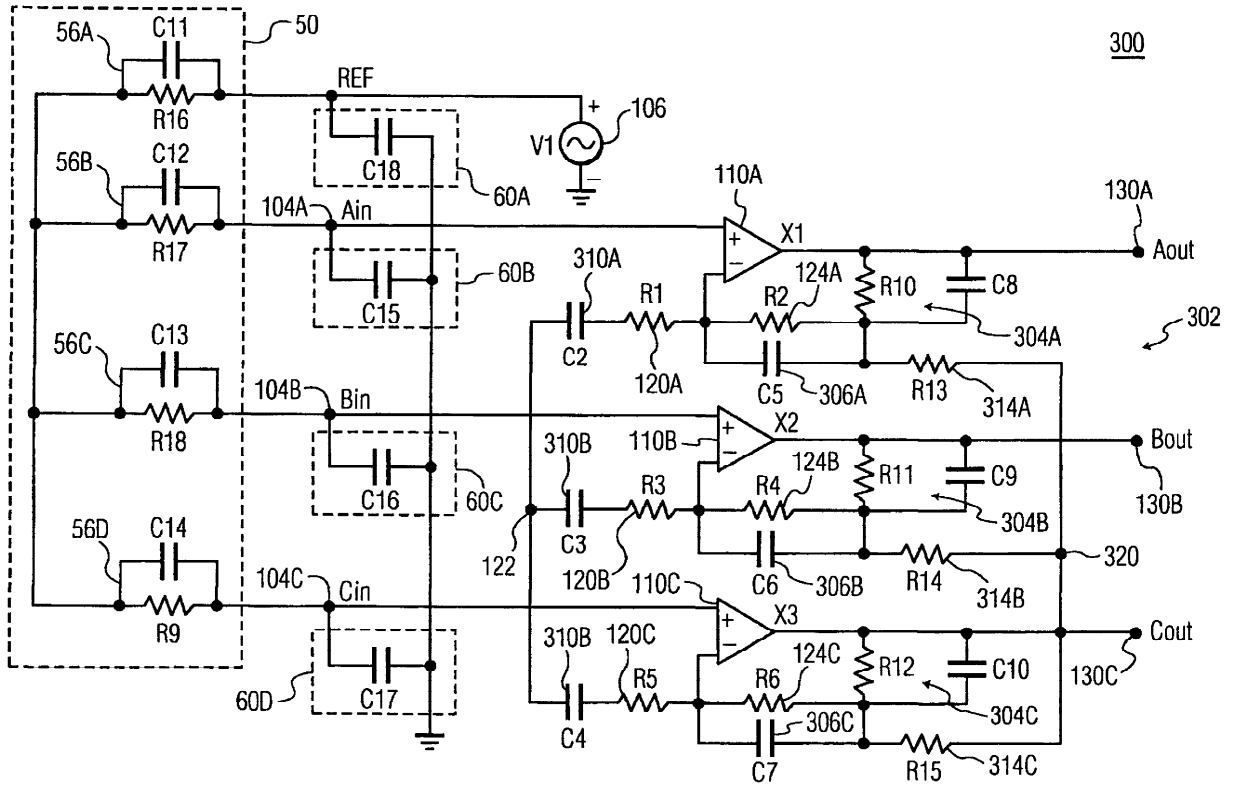
50



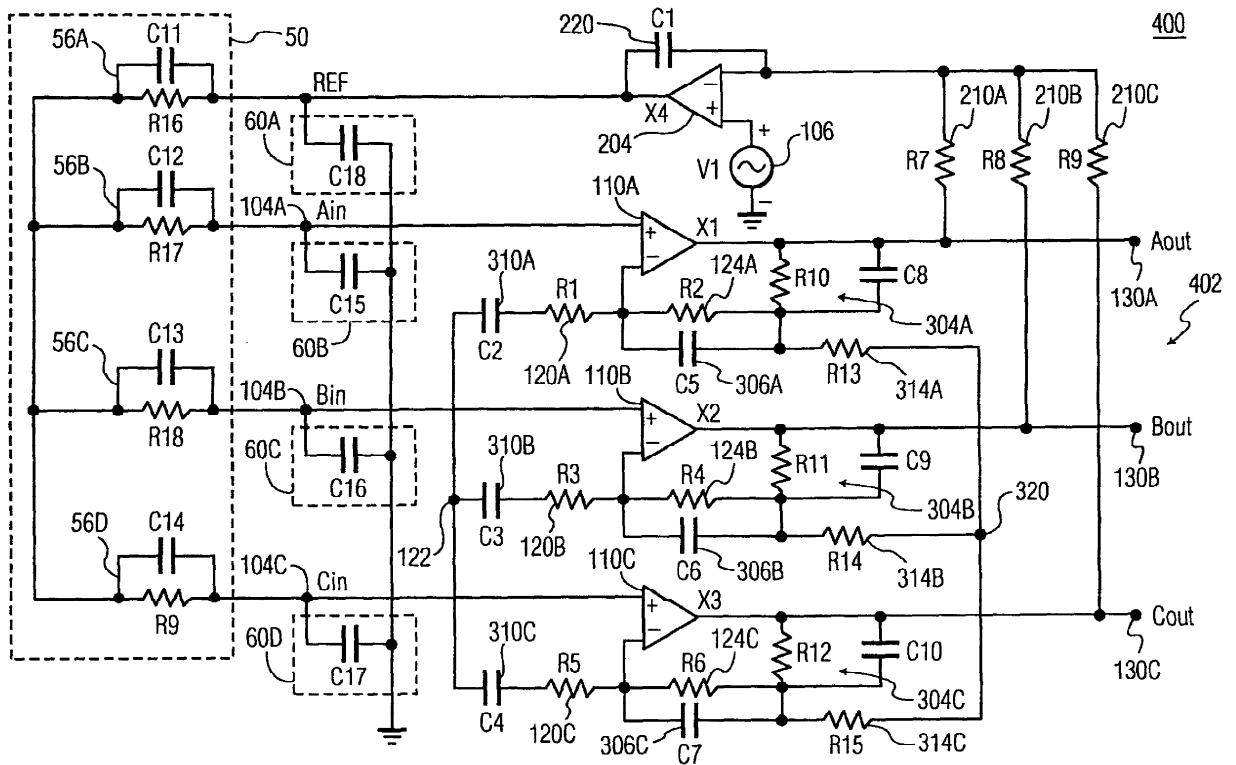
Фиг. 1



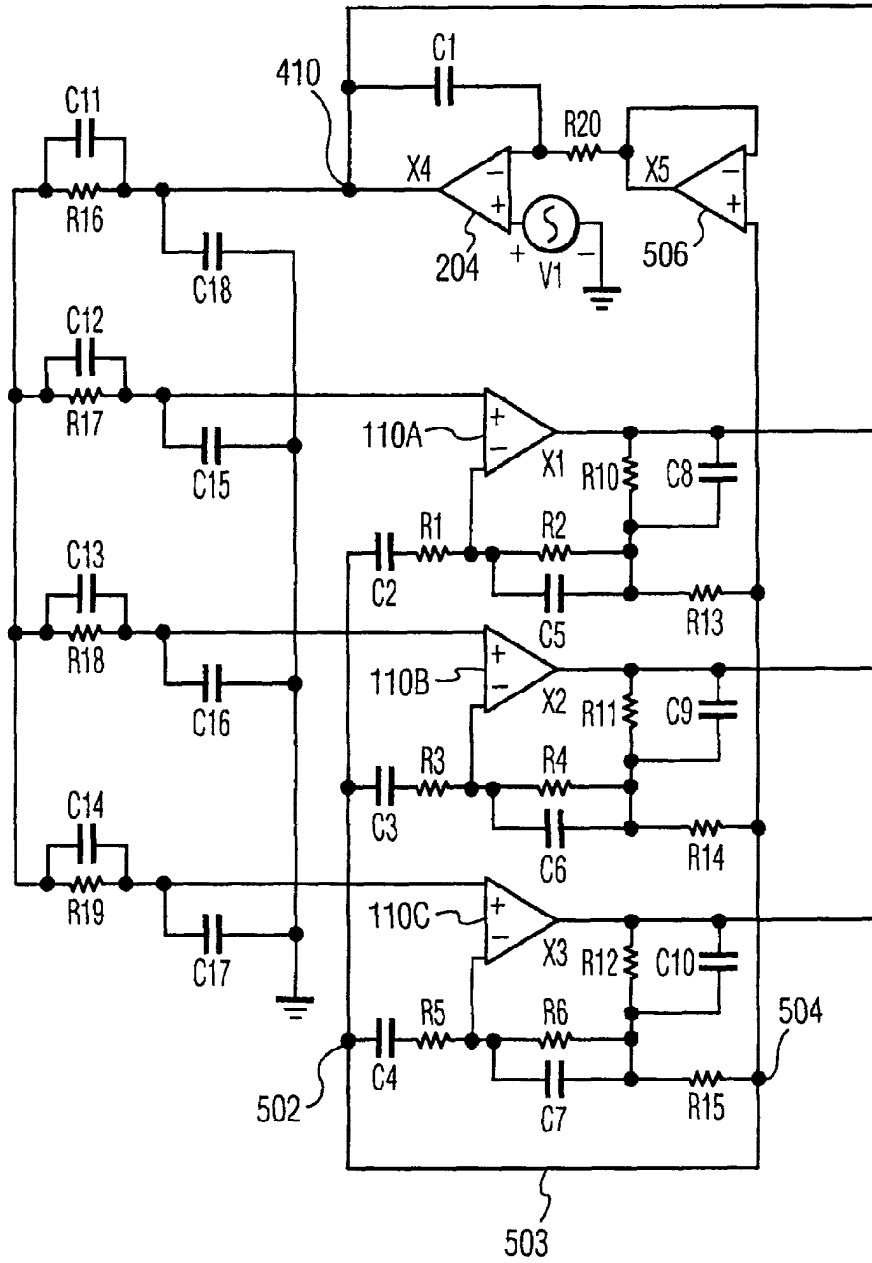
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5