



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2012128471/14, 06.07.2012**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
06.07.2012

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: **06.07.2012**(45) Опубликовано: **20.01.2014** Бюл. № 2(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **RU 2196504 C2, 20.01.2003. SU 1547808 A1, 07.03.1990. RU 2056791 C1, 27.03.1996. US 6922586 B2, 26.07.2005. US 6336045 B1, 01.01.2002. US 20090171236 A1, 02.07.2009.**

Адрес для переписки:

305040, г.Курск, ул. 50 лет Октября, 94, ЮЗГУ, ОЗиОИС

(72) Автор(ы):

**Томакова Римма Александровна (RU),
Филист Сергей Алексеевич (RU),
Кузьмин Александр Алексеевич (RU),
Кузьмина Марина Николаевна (RU),
Алексенко Виктор Александрович (RU),
Волков Иван Иванович (RU)**

(73) Патентообладатель(и):

**Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
профессионального образования "Юго-
Западный государственный университет"
(ЮЗГУ) (RU)****(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ КОНТРОЛЯ АНИЗОТРОПИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОВОДИМОСТИ БИОТКАНЕЙ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике. Устройство для измерения импеданса биологических тканей содержит последовательно соединенные матрицу из N электродов, блок коммутации, инструментальный усилитель, блок детекторов, многоканальный АЦП, микроконтроллер и ЭВМ. В устройство введены первый и второй цифроаналоговые преобразователи, усилитель мощности и блок измерения тока. Блок коммутации включает два аналоговых мультиплексора и два аналоговых демультиплексора. N аналоговых входов каждого из мультиплексоров соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы, а N аналоговых выходов каждого из демультиплексоров

соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы. Адресные входы каждого из двух мультиплексоров и двух демультиплексоров соединены соответственно с первыми четырьмя выходами микроконтроллера. Первый выход первого мультиплексора соединен с первым входом инструментального усилителя. Выход второго мультиплексора соединен со вторым входом инструментального усилителя. Вход первого демультиплексора соединен с первым выходом усилителя мощности. Вход второго демультиплексора соединен с первым выходом блока измерения тока. Применение изобретения позволит повысить точность измерения электрической проводимости биотканей при изменении направления зондирующего тока. 4 ил., 1 табл.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION(21)(22) Application: **2012128471/14, 06.07.2012**(24) Effective date for property rights:
06.07.2012

Priority:

(22) Date of filing: **06.07.2012**(45) Date of publication: **20.01.2014 Bull. 2**

Mail address:

**305040, g.Kursk, ul. 50 let Oktjabrja, 94, JuZ
GU, OZiOIS**

(72) Inventor(s):

**Tomakova Rimma Aleksandrovna (RU),
Filist Sergej Alekseevich (RU),
Kuz'min Aleksandr Alekseevich (RU),
Kuz'mina Marina Nikolaevna (RU),
Aleksenko Viktor Aleksandrovich (RU),
Volkov Ivan Ivanovich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Federal'noe gosudarstvennoe bjudzhetnoe
obrazovatel'noe uchrezhdenie vysshego
professional'nogo obrazovaniya "Jugo-Zapadnyj
gosudarstvennyj universitet" (JuZGU) (RU)****(54) DEVICE FOR CONTROLLING ANISOTROPY OF ELECTRIC CONDUCTIVITY OF BIOTISSUES**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical equipment. Device for measuring impedance of biological tissues contains successively connected matrix of N electrodes, commutation unit, instrument amplifier, detector unit, multi-channel ADC, microcontroller and PC. First and second digital-analogue converters, power amplifier and unit of current measurement are included into device. Commutation unit includes two analogue multiplexors and two analogue demultiplexors. N analogous inlets of each multiplexor are connected with respective N electrodes of electrode matrix, and N analogue outlets of each demultiplexor are connected with respective N electrodes of electrode

matrix. Address inlets of either of two multiplexors and two demultiplexors are connected respectively with first four microcontroller outlets. First outlet of first multiplexor is connected with first inlet of instrument amplifier. Outlet of second multiplexor is connected with second inlet of instrument amplifier. Inlet of first demultiplexor is connected with first outlet of power amplifier. Inlet of second demultiplexor is connected with first outlet of current measurement unit.

EFFECT: application of the invention will make it possible to increase accuracy of measurement of electric conductivity of biotissues with change of probing current direction.

4 dwg, 1 tbl

Изобретение относится к медицине, а именно к устройствам для измерения электрических свойств биотканей. Предлагаемое устройство может найти применение при диагностике инфекционных и онкологических заболеваний.

5 Известно устройство для измерения активной и реактивной составляющих импеданса биологических тканей (Авторское свидетельство СССР 1759402, кл. А61В 5/05, 1990), содержащее генератор симметричных прямоугольных импульсов, интегратор, преобразователь напряжение-ток, два токовых электрода, два
10 потенциальных электрода, дифференциальный усилитель, синхронный детектор, двухпозиционный переключатель, фазосдвигающий каскад, усилитель постоянного тока и измерительный прибор.

Недостатком устройства является то, что в устройстве измерение происходит только на фиксированной частоте, что сужает возможности исследования
15 электрических свойств биотканей.

15 Известно устройство для измерения активной и емкостной составляющих импеданса небных миндалин (см. патент РФ №2319443, опубл. 20.03.2008), содержащее генератор импульсов, последовательно соединенные входное устройство, синхронный демодулятор, усилитель постоянного тока и аналого-цифровой преобразователь, два
20 делителя частоты пополам, последовательно соединенные триггер Шмидта, прямой интегратор, нелинейный преобразователь линейно изменяющегося напряжения в синусоидальное, преобразователь напряжение-ток, согласующий трансформатор, конвертор емкостного сопротивления, второй синхронный демодулятор, переключатель «активное сопротивление-емкостное сопротивление» и устройство
25 индикации.

Недостатком устройства является применение нелинейного преобразователя линейно изменяющегося напряжения в синусоидальное, которое сложно поддается
30 настройке и обладает нестабильностью характеристик при изменении генерируемого сигнала в широком диапазоне.

Наиболее близким к изобретению является устройство для измерения активной и емкостной составляющих импеданса биологических тканей (см. патент РФ №2196504, опубл. 20.01.2003), содержащее генератор напряжений, два токовых и два
35 потенциальных электрода, усилители и индикатор величин сопротивления ткани, причем генератор синусоидальных напряжений последовательно соединен с четырехканальным мультиплексором и широкополосным усилителем с изменяемым коэффициентом усиления, к выходу которого подключен один из токовых электродов четырехконтактного зонда, а другой его токовый электрод подключен через резистор
40 к широкополосному усилителю, выход которого подключен к компаратору напряжения и фазовому детектору, соединенному с низкочастотным фильтром, выход которого подключен к одному входу операционного усилителя, к другому входу которого подключен потенциометр, а к выходу - вход управления широкополосного усилителя с изменяемым коэффициентом усиления, два потенциальных электрода
45 четырехконтактного зонда соединены через соответствующие повторители напряжения с фазочувствительным измерителем разности двух напряжений, выход которого через усилитель постоянного напряжения с двумя фиксированными коэффициентами усиления и аналого-цифровой преобразователь подключен к
50 жидкокристаллическому индикатору, а вход управления подключен к выходу двухпозиционного переключателя, при этом вход компаратора напряжений соединен с одним входом двухпозиционного переключателя и через формирователь задержки с четырехканальным мультиплексором - с другим его входом.

В рассмотренном устройстве измерение происходит только на четырех фиксированных частотах, что сужает возможности исследования электрических свойств биотканей.

Основным недостатком перечисленных выше устройств является то, что они измеряют электрическое сопротивление биоматериала, в то время как информацию о функциональном состоянии живой системы несет удельная электропроводность биоматериала. Качественную картину распределения удельной электропроводности по биоматериалу может дать контроль анизотропии электрической проводимости. Но вышеперечисленные устройства не позволяют исследовать анизотропию электрической проводимости биотканей *in vivo*, так как измерение происходит только между двумя потенциальными электродами, а изменение направления зондирующего тока в исследуемой биологической ткани связано с перемещением электродов, что приводит к существенным погрешностям и временным задержкам, во время которых живая ткань изменяет свои электрические свойства в результате жизнедеятельности и внешних воздействий, что снижает ценность исследования.

Задачей заявляемого устройства является осуществление контроля анизотропии электрических свойств биотканей на различных частотах.

Поставленная задача решается посредством того, что в устройство для измерения импеданса биологических тканей, содержащее последовательно соединенные матрицу электродов, включающую N электродов, блок коммутации, N сигнальных входов-выходов которого соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы, инструментальный усилитель, второй вход которого соединен со вторым выходом блока коммутации, блок детекторов, многоканальный АЦП, два первых аналоговых входа которого соединены с соответствующими выходами блока детекторов, микроконтроллер, четыре первых выхода которого соединены с соответствующими входами управления блока коммутации, а пятый выход соединен с четвертым входом АЦП, и ЭВМ, дополнительно введены первый цифроаналоговый преобразователь, вход которого подключен к шестому выходу микроконтроллера, а выход подключен ко второму входу блока детекторов, второй цифроаналоговый преобразователь, вход которого подключен к седьмому выходу микроконтроллера, а выход - к третьему входу блока детекторов, усилитель мощности, вход которого подключен к выходу первого цифроаналогового преобразователя, а первый выход - к первому токовому входу блока коммутации, и блок измерения тока, вход которого подключен ко второму выходу усилителя мощности, первый выход - ко второму токовому входу блока коммутации, второй выход подключен к третьему аналоговому входу многоканального АЦП, а блок коммутации включает два аналоговых мультиплексора и два аналоговых демультиплексора, N аналоговых входов каждого из мультиплексоров соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы, а N аналоговых выходов каждого из демультиплексоров соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы, адресные входы каждого из двух мультиплексоров и двух демультиплексоров соединены соответственно с первыми четырьмя выходами микроконтроллера, первый выход первого мультиплексора соединен с первым входом инструментального усилителя, выход второго мультиплексора соединен со вторым входом инструментального усилителя, вход первого демультиплексора соединен с первым выходом усилителя мощности, а вход второго демультиплексора соединен с первым выходом блока измерения тока.

На фиг.1 представлена структурная схема предлагаемого устройства.

На фиг.2 представлена структурная схема блока коммутации.

На фиг.3 представлена структурная схема блока детекторов.

На фиг.4 представлена структурная схема блока измерения тока.

Устройство для контроля анизотропии электрической проводимости биотканей (Фиг.1) содержит матрицу электродов 1, включающую N электродов, блок коммутации 2, N сигнальных входов-выходов которого соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы 1, инструментальный усилитель 3, первый и второй вход которого соединены, соответственно, с первым и вторым выходами блока коммутации 2, блок детекторов 4, первый вход которого соединен с выходом инструментального усилителя 3, многоканальный АЦП 5, два первых аналоговых входа которого соединены с соответствующими выходами блока детекторов 4, микроконтроллер 6, вход которого соединен с выходом АЦП 5, четыре его первых выхода соединены с соответствующими входами управления блока коммутации 2, а пятый выход соединен с четвертым входом АЦП 5, ЭВМ 7, порт которой соединен с портом микроконтроллера 6, первый цифроаналоговый преобразователь 8, вход которого подключен к шестому выходу микроконтроллера 6, а выход подключен ко второму входу блока детекторов 4, второй цифроаналоговый преобразователь 9, вход которого подключен к седьмому выходу микроконтроллера 6, а выход - к третьему входу блока детекторов 4, усилитель мощности 10, вход которого подключен к выходу первого цифроаналогового преобразователя 8, а первый выход - к первому токовому входу блока коммутации 2, и блок измерения тока 11, вход которого подключен ко второму выходу усилителя мощности 10, первый выход - ко второму токовому входу блока коммутации 2, второй выход подключен к третьему аналоговому входу многоканального АЦП 5.

Блок коммутации (Фиг.2) включает два аналоговых мультиплексора 12 и 13 и два аналоговых демультимплексора 14 и 15, N аналоговых входов каждого из мультиплексоров соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы 1, а N аналоговых выходов каждого из демультимплексоров соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы 1, адресные входы каждого из двух мультиплексоров 12 и 13 и двух демультимплексоров 14 и 15 соединены, соответственно, с первыми четырьмя выходами микроконтроллера 6, первый выход первого мультиплексора 12 соединен с первым входом инструментального усилителя 3, выход второго мультиплексора 13 соединен со вторым входом инструментального усилителя 2, вход первого демультимплексора 14 соединен с первым выходом усилителя мощности 10, а вход второго демультимплексора 15 соединен с первым выходом блока измерения тока 11.

Блок детекторов (Фиг.3) включает первый умножитель 16, первый вход которого соединен с выходом инструментального усилителя 3, а второй вход - с выходом первого ЦАП 8, второй умножитель 17, первый вход которого соединен с выходом инструментального усилителя 3, а второй вход - с выходом второго ЦАП 9, первый ФНЧ 18, вход которого соединен с выходом первого умножителя 16, а выход соединен с первым входом АЦП 5, второй ФНЧ 19, вход которого соединен с выходом второго умножителя 17, а выход соединен со вторым входом АЦП 5.

Блок измерения тока (Фиг.4) включает измерительный резистор 20, вход которого соединен со вторым выходом усилителя мощности 10, а выход - со вторым входом блока коммутации 2, инструментальный усилитель 21, два входа которого подключены, соответственно, к входу и к выходу измерительного резистора 20, амплитудный детектор 22, вход которого подключен к выходу инструментального усилителя 21, а выход - к третьему входу АЦП 5.

Устройство работает следующим образом.

Матрицу электродов 1 устанавливают на цилиндрическую поверхность живого объекта: руку, ногу и т.п. Таким образом электроды матрицы образуют форму кольца. Пара электродов на этом кольце - это два электрода, лежащие на оси, образованной одним и тем же диаметром кольца. В электродной матрице 1 каждая пара электродов может быть как токовой, так и измерительной. Пары электродов формирует блок коммутации 2 согласно коду, выставленному микроконтроллером 6 на адресных линиях блока коммутации 2. Блок коммутации состоит из двух аналоговых мультиплексоров и двух аналоговых демультимплексоров (см. фиг.2). Мультиплексоры согласно адресным входам 1 и адресным входам 2 выбирают пару измерительных электродов, а демультимплексоры согласно адресным входам 3 и адресным входам 4 выбирают пару токовых электродов.

В качестве генератора зондирующего тока для повышения точности и стабильности характеристик в схему введены ЦАП1 8 и ЦАП2 9. Микроконтроллер 6 из своей памяти выводит цифровой поток отсчетов, соответствующих отсчетам синусоиды, в ЦАП1 8 и в ЦАП2 9 с фазовым сдвигом в 90 градусов. То есть микроконтроллер 6 производит прямой цифровой синтез квадратурного сигнала, тем самым обеспечивая стабильность характеристик и требуемую точность в сдвиге фаз на 90 градусов.

Основной зондирующий сигнал с ЦАП1 8 усиливается усилителем мощности 10 и через блок коммутации 2 подается на выбранную токовую пару электродов электродной матрицы 1. Выбранная блоком коммутации 2 измерительная пара электродов подключается к инструментальному усилителю 3, который обеспечивает высокое входное сопротивление измерительной схемы. Усиленный измерительный сигнал с инструментального усилителя 3 подается на блок детекторов, куда также подключены выход ЦАП1 8 и выход ЦАП2 9. Блок детекторов 4 с помощью двух умножителей 16 и 17 и двух ФНЧ 18 и 19 (см. фиг.3) осуществляет синхронное детектирование измерительного сигнала и формирует два напряжения, пропорциональные активной и реактивной составляющей импеданса биоткани. Для регистрации результата используется многоканальный АЦП 5, который преобразует подаваемые на него напряжения в цифровой вид и передает цифровые отсчеты в микроконтроллер 6 для последующего хранения и обработки.

Для расширения динамического диапазона измерительного тракта микроконтроллер 6 управляет не только формой зондирующего сигнала, но также и его амплитудой. Для контроля амплитуды зондирующего тока в схему устройства введен блок измерения зондирующего тока 11, который представляет собой измерительный резистор 20 (см. фиг.4), инструментальный усилитель 21 и амплитудный детектор 22. Измерительный резистор 20 небольшого номинала последовательно соединен в цепь зондирующего тока. Падение напряжения на измерительном резисторе 20 усиливается инструментальным усилителем 21 и далее передается на амплитудный детектор 22. Амплитудный детектор 22 формирует напряжение, пропорциональное амплитуде входного сигнала. Далее это напряжение передается на аналоговый вход АЦП 5, который преобразует его в цифровой вид и передает далее в микроконтроллер 6. На основе информации, получаемой из блока измерения тока 11, микроконтроллер 6 осуществляет стабилизацию зондирующего тока посредством управления амплитудой выходного сигнала ЦАП1 8.

Для визуализации результатов измерения, а также для длительного хранения результатов, настройки параметров устройства используется ЭВМ 7.

Посредством пары токовых электродов через усилитель мощности 10 в биообъекте возбуждается ток, вектор плоскости которого расположен в биообъекте под некоторым углом Ψ (направление вектора является среднестатистическим).

Угол Ψ можно фиксировать относительно любой оси декартовых координат. В качестве такой оси выбирается любая ось, на которой лежит соответствующая электродная пара, например электроды номер 1 и номер $(N/2+1)$, где N - число электродов в электродной матрице 1 (должно быть четным для образования электродных пар). В этом случае все остальные пары электродов будут измерительными и блок коммутации 2 последовательно подключает их к входам инструментального усилителя 3, то есть блок коммутации 2 меняет угол потенциальных электродов по отношению к токовым электродам от $(\Psi+360^\circ/N)$ до $(\Psi+360^\circ-360^\circ/N)$.

Далее усиленный сигнал подается на первые входы умножителей 16 и 17, где происходит синхронное детектирование, причем первый умножитель 16 формирует напряжение, пропорциональное активной составляющей импеданса, а второй умножитель 17 формирует напряжение, пропорциональное реактивной составляющей импеданса биоткани, так как на первые входы этих детекторов поступает квадратурный сигнал от ЦАП1 8 и ЦАП2 9.

Активную и реактивную составляющую импеданса преобразует из аналогового в цифровой вид АЦП 5. Результат преобразования поступает в микроконтроллер 6 для хранения и анализа.

После того как напряжения на всех $(N/2-1)$ парах сигнальных электродов измерены и записаны в память микроконтроллера 6, изменяется направление ввода тока в биообъект с помощью блока коммутации 2, то есть в качестве токовой выбирается следующая пара электродов. Следовательно, направление ввода тока в биообъект Ψ дискретно изменяется с шагом $360^\circ/N$ от нуля до $(360^\circ-360^\circ/N)$. Число направлений ввода тока составит N , а число возможных измерений, приходящихся на каждое направление ввода, - $(N/2-1)$.

В табл.1 представлен формат данных, которые получены в результате работы устройства.

Формат представления данных в системе сбора данных			Таблица 1
№	$\varphi=360^\circ/N$ (относительно Ψ)		
	Ψ	U	
1	0	$a_{1,1}$	
2	$360^\circ/N$	$a_{2,1}$	
...	
...	
$N/2-1$	$180^\circ-360^\circ/N$	$a_{N/2,1}$	
$N/2$	180°	$a_{N/2+1,1}$	
$N/2+1$	$180^\circ+360^\circ/N$	$a_{N/2+2,1}$	
...	
N	$360^\circ-360^\circ/N$	$a_{N,1}$	

В табл.1 угол φ измеряется относительно оси, определяемой углом Ψ , и соответствует углу между токовой парой электродов и измерительной парой. Число строк в таблице N .

Переход от строки к строке представленной таблицы соответствует повороту возбуждающей системы относительно оси на угол $360^\circ/N$. Если анизотропия

электрических свойств биоткани отсутствует, то поворот не окажет влияние на результаты измерений, так как измерительные электроды не изменили своего положения относительно токовых электродов.

5 Если положить, что вектор плотности тока $\vec{J}_\psi \approx \text{const}$ при фиксированном положении токовых электродов Ψ , и учитывая, что при этом напряженность поля $E = U/d$, где d - диаметр кольца, по которым расположены электроды матрицы, а угол $360/N$ достаточно мал, то напряжение на сигнальной паре электродов, отстоящей на угол $360/N$ от токовой пары, пропорционально удельной электрической

10 проводимости биоткани для заданного направления вектора плотности тока.

Показатель анизотропии электрической проводимости оценивается дисперсией множества $\{U_{\psi_{i+1}}/U_{\psi_0}\}$, где $i=0, \dots, N-1$,

$$\psi_i = \psi_0 + \frac{360}{N} \cdot i.$$

15 Таким образом, представленное устройство позволяет контролировать анизотропию проводимости биоткани как в статическом режиме, так и в процессе активных воздействий на биообъект, например, посредством медикаментозного воздействия или физиотерапевтических процедур. Это позволяет контролировать

20 реакции организма на условия внешней среды или лечебно-оздоровительные процедуры, следовательно, осуществлять управление функциональным состоянием живой системы.

Формула изобретения

25 Устройство для измерения импеданса биологических тканей, содержащее последовательно соединенные матрицу электродов, включающую N электродов, блок коммутации, N сигнальных входов-выходов которого соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы, инструментальный

30 усилитель, второй вход которого соединен со вторым выходом блока коммутации, блок детекторов, многоканальный АЦП, два первых аналоговых входа которого соединены с соответствующими выходами блока детекторов, микроконтроллер, четыре первых выхода которого соединены с соответствующими входами управления

35 блока коммутации, а пятый выход соединен с четвертым входом АЦП, и ЭВМ, отличающееся тем, что в него дополнительно введены первый цифроаналоговый преобразователь, вход которого подключен к шестому выходу микроконтроллера, а выход подключен ко второму входу блока детекторов, второй цифроаналоговый преобразователь, вход которого подключен к седьмому выходу микроконтроллера, а

40 выход - к третьему входу блока детекторов, усилитель мощности, вход которого подключен к выходу первого цифроаналогового преобразователя, а первый выход - к первому токовому входу блока коммутации, и блок измерения тока, вход которого подключен ко второму выходу усилителя мощности, первый выход - ко второму

45 токовому входу блока коммутации, второй выход подключен к третьему аналоговому входу многоканального АЦП, а блок коммутации включает два аналоговых мультиплексора и два аналоговых демультимплексора, N аналоговых входов каждого из мультиплексоров соединены с соответствующими N электродами электродной матрицы, а N аналоговых выходов каждого из демультимплексоров соединены с

50 соответствующими N электродами электродной матрицы, адресные входы каждого из двух мультиплексоров и двух демультимплексоров соединены соответственно с первыми четырьмя выходами микроконтроллера, первый выход первого мультиплексора соединен с первым входом инструментального усилителя, выход

второго мультиплексора соединен со вторым входом инструментального усилителя, вход первого демультиплексора соединен с первым выходом усилителя мощности, а вход второго демультиплексора соединен с первым выходом блока измерения тока.

5

10

15

20

25

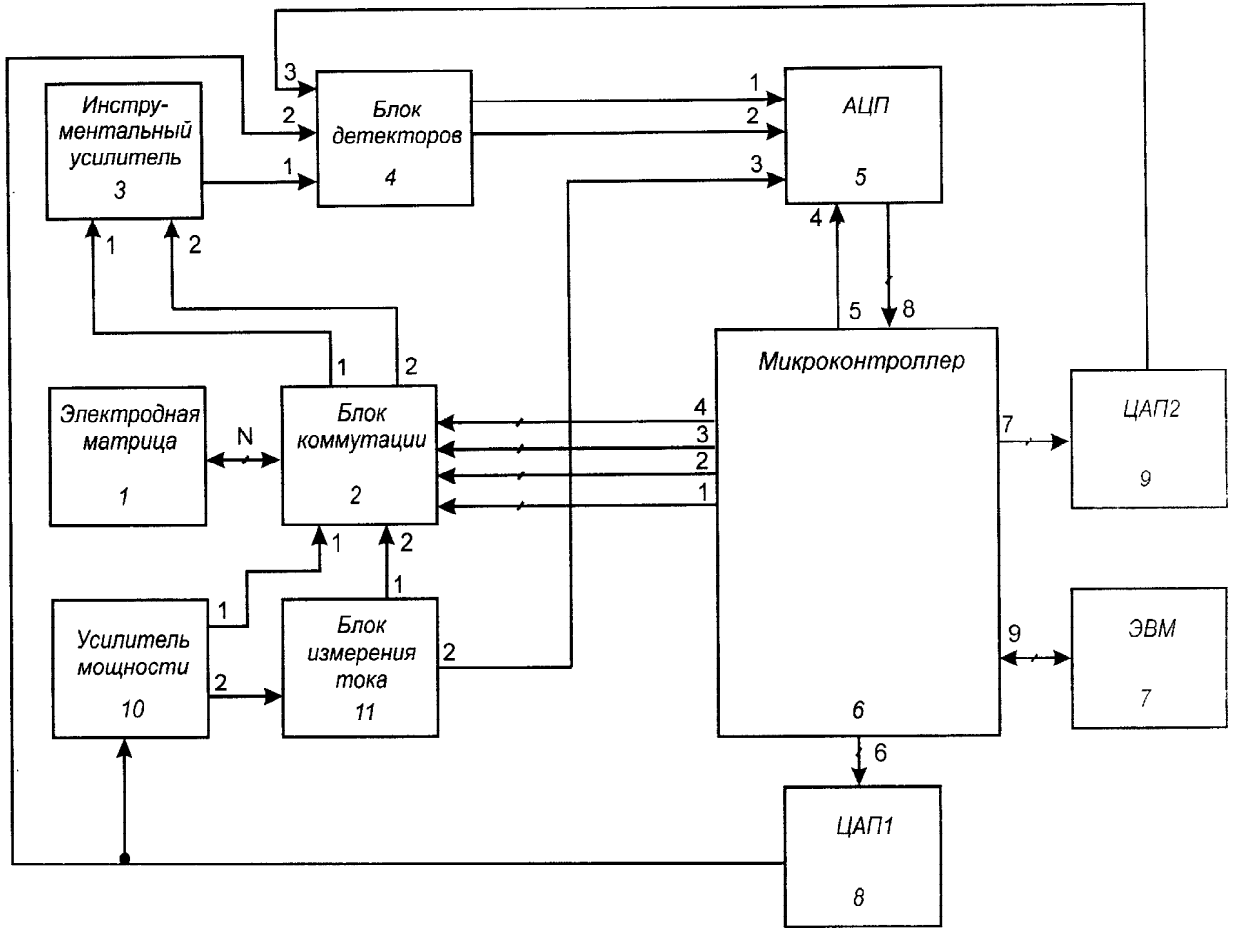
30

35

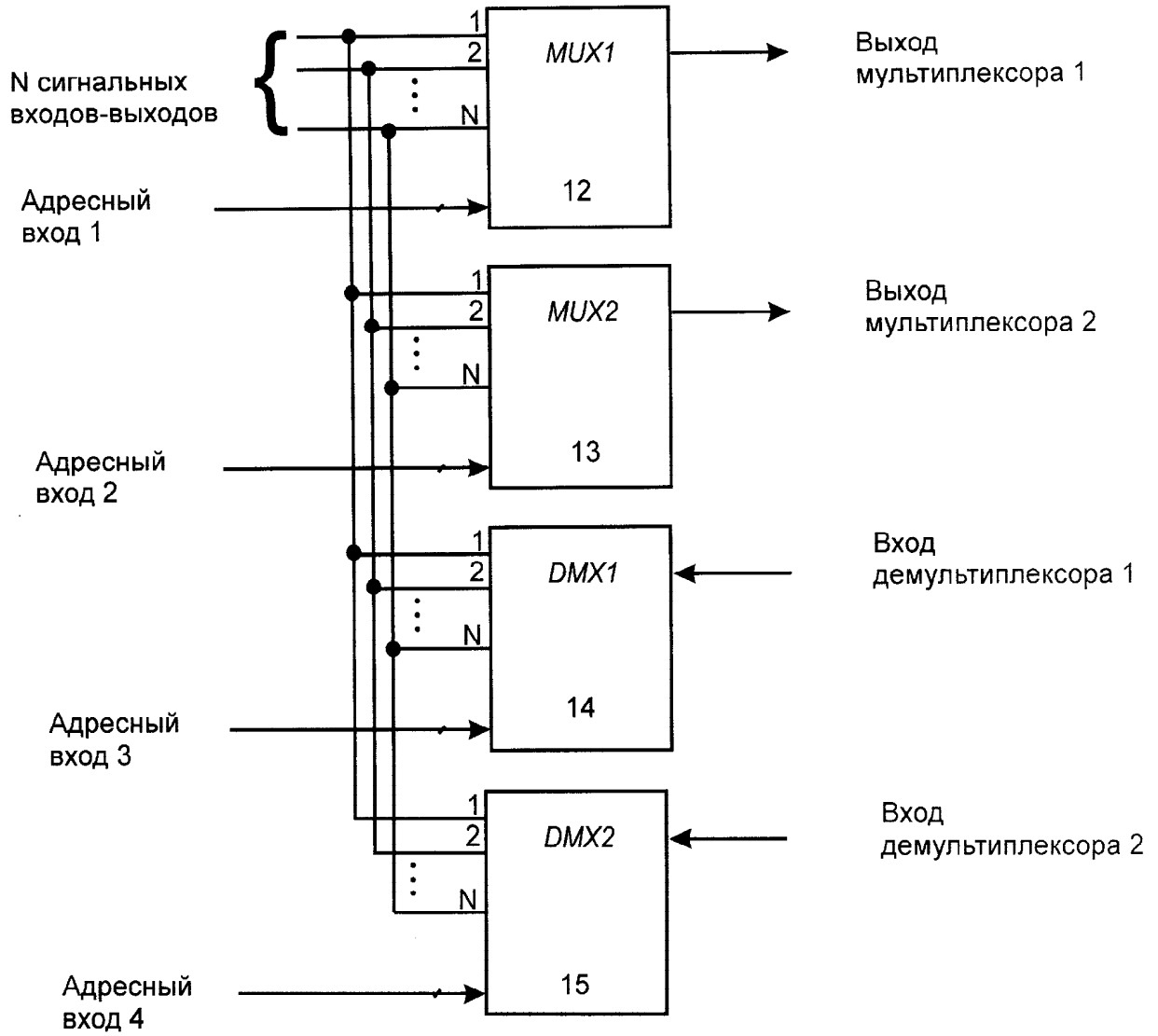
40

45

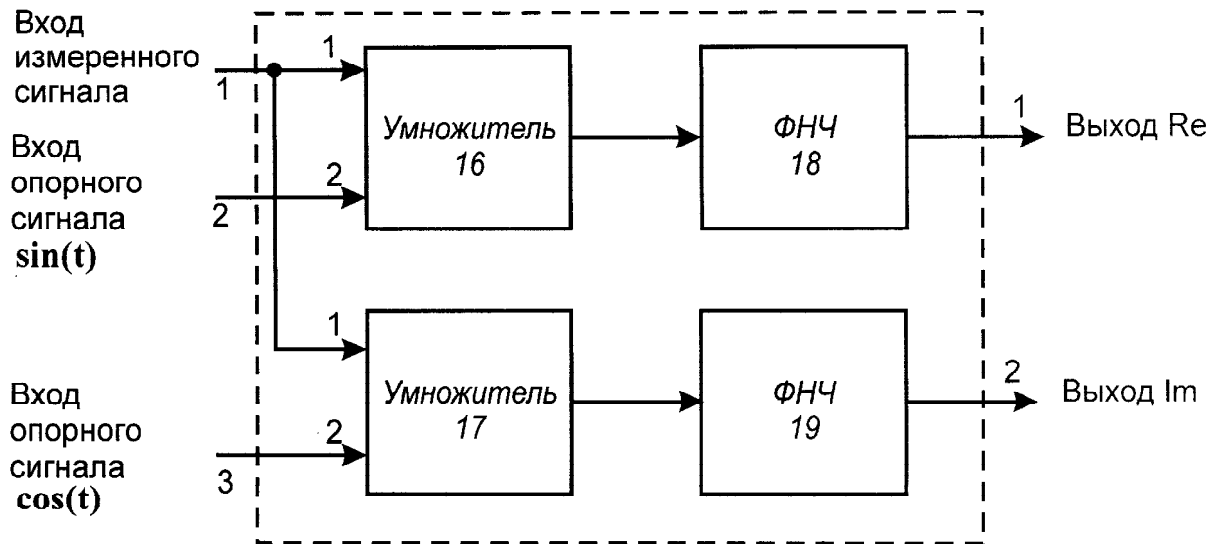
50



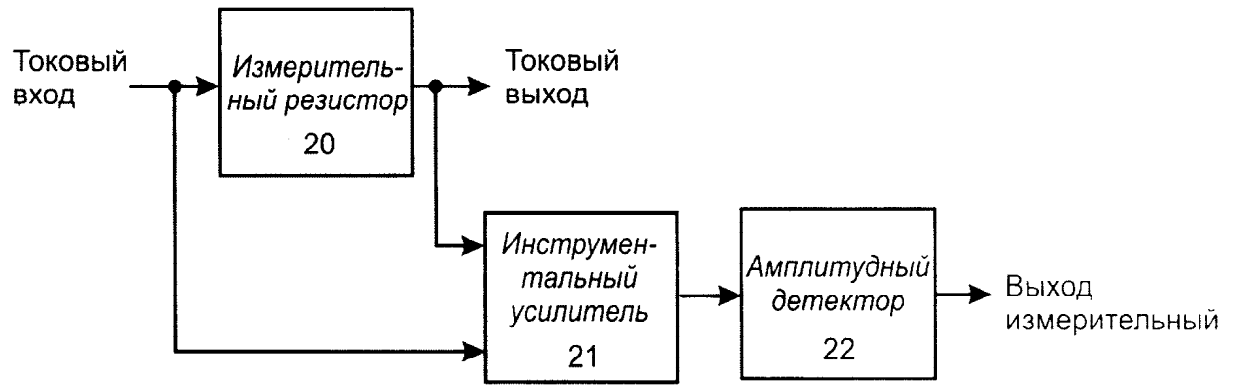
Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4