

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **039701**(13) **B1**(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2022.03.01**

(51) Int. Cl. **A61B 5/349** (2006.01)

(21) Номер заявки  
**202191166**

(22) Дата подачи заявки  
**2021.04.30**

**(54) СПОСОБ АДАПТИВНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА**(31) **2020/0891.1**(32) **2020.12.25**(33) **KZ**(43) **2022.02.28**(96) **KZ2021/018 (KZ) 2021.04.30**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:  
**НЕКОММЕРЧЕСКОЕ  
АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО  
"КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ  
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИМЕНИ К.И. САТПАЕВА" (KZ)**

(72) Изобретатель:

**Ожикенов Касымбек Адильбекович  
(KZ), Бодин Олег Николаевич,  
Сафронов Максим Игоревич (RU),  
Омарбеков Бекнур Оразгалиулы,  
Ожикенова Айман Касымбековна,  
Алимбаев Чингиз Абдраимович,  
Алимбаева Жадыра Нурдаулетовна,  
Баянбай Нурлан Амангелдиевич (KZ)**

(56) RU-C1-2568817  
US-A1-20140236030  
JP-A-2009545345  
US-A1-20150068069  
CN-A-111096740  
RU-A-2016113329

(57) Изобретение относится к медицине, в частности к кардиологии, и может быть использовано для адаптивного подавления помех в электрокардиосигнале (ЭКС). Разработка способов и алгоритмов фильтрации ЭКС, обеспечивающих значительное подавление помех при минимальном искажении формы полезного сигнала, осуществляется путем расширения функциональных возможностей способа адаптивной фильтрации электрокардиосигнала, добавляя дополнительные функции: разложение ЭКС на гармоники с помощью преобразования Фурье в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение мгновенных значений биоимпеданса  $Z_x(t)$  путем прямого измерения электрических параметров двухполюсников на переменном токе в диапазоне частот от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение опорного значения биоимпеданса  $Z_0$  путем прямого измерения импеданса на переменном токе в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц в стационарных условиях, а именно в условиях отсутствия электрических и механических помех, определение смещения мгновенных значений биоимпеданса  $Z_{смещ}(t)$  по формуле  $Z_{смещ}(t) = Z_x(t) - Z_0$ , расчет коэффициента эквализации  $K$  для каждой гармоники, определенной в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц по формуле

$$K = \frac{E}{Z_0} \cdot \left( \frac{Z_0 \pm Z_{смещ}(t)}{E} \right) = \frac{Z_0 \pm Z_{смещ}(t)}{Z_0} = \frac{Z_0 \pm (Z - Z_0)}{Z_0},$$

эквализацию ЭКС путём умножения каждой гармоники на соответствующий ей коэффициент эквализации. Адаптивная фильтрация электрокардиосигнала позволяет минимизировать влияние случайной составляющей погрешности, возникающей при изменении проводимости тканей пациента в момент регистрации в условиях свободной двигательной активности.

**B1****039701****039701****B1**

Изобретение относится к медицине, в частности к кардиологии, и может быть использовано для адаптивного подавления помех в электрокардиосигнале (ЭКС).

В настоящее время большую популярность получили методы амбулаторного мониторинга ЭКС пациента, обеспечивающие регистрацию, хранение и обработку ЭКС в условиях свободной двигательной активности (СДА) пациента. Ранние реализации этих методов в устройствах Холтеровского мониторинга сердца второго поколения привели к возникновению проблем высокой зашумленности зарегистрированного ЭКС. Без непосредственного определения характера помех в зарегистрированном сигнале принято говорить об их случайном характере, что не позволяет эффективно применять традиционные методы фильтрации цифровых сигналов.

Если в результате подавления помех происходят искажения формы информативных участков ЭКС, то это может привести к ошибочным или неточным диагностическим заключениям. В этой связи актуальна разработка способов и алгоритмов фильтрации ЭКС, обеспечивающих значительное подавление помех при минимальном искажении формы полезного сигнала [Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов. / Функциональная диагностика. 2011, № 3. С. 75-78]. Таким образом, чем лучше фильтр устраняет помехи и чем меньше искажает полезный сигнал, тем более эффективным он будет.

Известен способ подавления аддитивных помех [Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. // М.: Физматлит, 2007. С. 109-111], заключающийся в том, что осуществляют фильтрацию ЭКС линейным фильтром нижних частот (ФНЧ).

Недостатком данного способа является то, что вместе с аддитивной помехой из смеси ЭКС и помехи удаляется часть спектральных составляющих полезного сигнала. При этом острые зубцы Q, R, S и другие высокочастотные компоненты полезного сигнала сглаживаются. При расширении полосы пропускания ФНЧ частотный спектр части помех окажется в полосе пропускания фильтра и соответственно такие помехи не будут устранены.

Еще одним известным аналогом снижения влияния аддитивной составляющей помех является способ подавления влияния аддитивной помехи на электрокардиосигнал [патент РФ 2428107 С1, опубл. 20.11.2015. Бюл. № 32, МПК А61В 5/0402], заключающийся в том, что в каждом кардиоцикле из аддитивной смеси электрокардиосигнала и помехи осуществляют выделение участка, соответствующего ТР-сегменту электрокардиосигнала, выделение помехи на этом участке электрокардиосигнала и формирование электрокардиосигнала без помех.

Недостатком известного способа подавления влияния аддитивной помехи на электрокардиосигнал является то, что он позволяет устранять только основную гармонику наводки питающей сети.

Для описания нелинейных зависимостей влияния биоимпеданса тканей на проводимость тока предлагаются многочисленные эквивалентные схемы, позволяющие проводить измерения импеданса на физических моделях [Белик Д.В. Импедансная электрохирургия - Новосибирск: Наука, 2000. - 237 с.]. На предлагаемых схемах  $R_1$ ,  $R_2$  - активные сопротивления измерительных электродов;  $R_p$ ,  $C_p$  - реактивные составляющие импеданса;  $R_i$  - сопротивление цитоплазмы;  $R_m$  - сопротивление межклеточной жидкости.

Различия импеданса разных тканей у одного и того же организма или у организмов разных видов связаны с тканевыми и клеточными структурно-функциональными особенностями. Даже при близкой по характеру частотной зависимости абсолютные значения поляризационного сопротивления  $R_p$  и поляризационной емкости  $C_p$ , как будет показано далее в настоящей работе, для разных тканей могут различаться на порядок. Большие объем и плотность клеточных элементов соответствуют более высоким значениям импеданса.

Наоборот, увеличение количества межтканевой жидкости, кровенаполнения и т.п. снижают импеданс ткани.

Имеют значение также форма, размеры клеток, их электролитный и биохимический состав [Жчуков А.В. Об исследовании электропроводности биологических систем. // Успехи современной биологии. - 1982. - Т. 94. - Вып. 3(6). - С. 404-420; Ибрагимов Р.Ш. О соотношении емкостных и резистивных свойств биологических тканей и жидкостей. // Бюлл. СО АМН СССР. - 1990. - № 2. - С. 84-88]. Но главная особенность плотных клеточных тканей состоит в наличии полупроницаемых клеточных и внутриклеточных мембран, создающих препятствие для свободного распространения тока.

Известно, что изменение проводимости тканей влияет на форму ЭКС [ссылка]. Если рассматривать кожный покров пациента как активную нагрузку (сопротивление), то погрешность, порождаемая влиянием кожного покрова, будет иметь вид линейной аддитивной погрешности. Однако известно, что кожный покров имеет не только активную, но и реактивную составляющую. Из этого следует, что минимизация линейной аддитивной погрешности без учета изменения проводимости кожного покрова (биоимпеданса тканей) в момент регистрации ЭКС может привести к нежелательному сглаживанию острых зубцов Q, R, S и других высокочастотных компонентов полезного сигнала.

Наиболее близким к предлагаемому способу (прототипом) является способ адаптивной фильтрации электрокардиосигнала [патент РФ № 2568817, опубл. 10.09.2011. Бюл. № 25, МПК А61В 5/04, А61В 5/0402], заключающийся в том, что в каждом кардиоцикле из аддитивной смеси зарегистрированных электрокардиосигнала и помехи осуществляют выделение участков, соответствующих ТР-сегменту и

PQRST-комплексу электрокардиосигнала, определение типа помехи для каждого участка, выбор соответствующего фильтра и фильтрацию выделенных участков электрокардиосигнала в соответствии с типом выделенных помех.

Недостатком данного способа является тот факт, что учет нелинейного влияния помехи на ЭКС происходит путем разделения кардиоцикла на низкочастотную (TP-сегмент) и высокочастотную (PQRST-комплекс) составляющие с последующей индивидуальной фильтрацией каждой составляющей отдельно, что не позволяет в полной мере снизить влияние нелинейных погрешностей, вызванных, например, изменением биоимпеданса тканей пациента в условиях свободной двигательной активности (СДА) пациента в момент регистрации ЭКС.

Как следует из анализа описания прототипа, адаптивной фильтрации ЭКС, влияние изменения проводимости тканей в момент регистрации ЭКС учитывается как случайная составляющая, минимизация которой производится одним из предлагаемых известных фильтров, не предназначенных для эффективного снижения случайной составляющей погрешности.

Изобретение направлено на расширение функциональных возможностей способа адаптивной фильтрации электрокардиосигнала.

Адаптивная фильтрация электрокардиосигнала позволяет минимизировать влияние случайной составляющей погрешности, возникающей при изменении проводимости тканей пациента в момент регистрации в условиях свободной двигательной активности.

Технический результат достигается путем выделения участков, соответствующих TP-сегменту и PQRST-комплексу электрокардиосигнала, определение типа помехи для каждого участка, выбор соответствующего фильтра и фильтрацию выделенных участков электрокардиосигнала в соответствии с типом выделенных помех, отличающимся тем, что дополнительно осуществляют разложение ЭКС на гармоники с помощью преобразования Фурье в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение мгновенных значений биоимпеданса  $Z_x(t)$  путем прямого измерения электрических параметров двухполосников на переменном токе в диапазоне частот от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение опорного значения биоимпеданса  $Z_0$  путем прямого измерения импеданса на переменном токе в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц в стационарных условиях, а именно в условиях отсутствия электрических и механических помех, определение смещения мгновенных значений биоимпеданса  $Z_{смещ}(t)$  по формуле  $Z_{смещ}(t) = Z_x(t) - Z_0$ , расчет коэффициента эквализации  $K$  для каждой гармоники, определенной в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц по формуле

$$K = \frac{E}{Z_0} \cdot \left( \frac{(Z_0 \pm Z_{смещ}(t))}{E} \right) = \frac{(Z_0 \pm Z_{смещ}(t))}{Z_0} = \frac{(Z_0 \pm (Z - Z_0))}{Z_0},$$

эквализацию ЭКС путём умножения каждой гармоники на соответствующий ей коэффициент эквализации.

Способ поясняется фигурами.

На фиг. 1 приведена схема предлагаемого способа адаптивной фильтрации электрокардиосигнала.

На фиг. 2 приведена расширенная схема дополнительных действий способа адаптивной фильтрации электрокардиосигнала.

На фиг. 3 приведена измерительная схема для косвенного измерения биоимпеданса на переменном токе.

На фиг. 4 приведено графическое изображение, иллюстрирующее изменение биоимпеданса кожного покрова во времени.

На фиг. 5 приведено графическое изображение, иллюстрирующее влияние изменения биоимпеданса кожного покрова на амплитуды информативных участков (P-зубца, QRS-комплекса и ST-сегмента) кардиоцикла ЭКС.

Способ адаптивной фильтрации ЭКС осуществляется следующим образом. Регистрация ЭКС - это процесс измерения потенциалов на торсе пациента. Эти потенциалы характеризуют электрическую активность в различных участках сердца и позволяют определить нарушения проводимости определенных отделов сердца (эндокарда, миокарда и т.д.). В стационарных условиях регистрации ЭКС пациент находится либо полностью без движения, либо с минимальным движением тела (сокращение грудной клетки во время дыхания) в процессе записи. Так как физические нагрузки отсутствуют и тело находится неподвижно, то биоимпеданс кожного покрова изменяется незначительно. В каждом кардиоцикле из аддитивной смеси зарегистрированных электрокардиосигнала и помехи осуществляют выделение участков, соответствующих TP-сегменту и PQRST-комплексу электрокардиосигнала, определение типа помехи для каждого участка, выбор соответствующего фильтра и фильтрацию выделенных участков электрокардиосигнала в соответствии с типом выделенных помех, отличающимся тем, что дополнительно осуществляют разложение ЭКС на гармоники с помощью преобразования Фурье в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом

100 Гц, измерение мгновенных значений биоимпеданса  $Z_x(t)$  путем прямого измерения электрических параметров двухполюсников на переменном токе в диапазоне частот от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение опорного значения биоимпеданса  $Z_0$  путем прямого измерения импеданса на переменном токе в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц в стационарных условиях, а именно в условиях отсутствия электрических и механических помех, определение смещения мгновенных значений биоимпеданса  $Z_{смещ}(t)$  по формуле  $Z_{смещ}(t) = Z_x(t) - Z_0$ , расчет коэффициента эквализации  $K$  для каждой гармоники, определенной в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц по формуле

$$K = \frac{E}{Z_0} \cdot \left( \frac{(Z_0 \pm Z_{смещ}(t))}{E} \right) = \frac{(Z_0 \pm Z_{смещ}(t))}{Z_0} = \frac{(Z_0 \pm (Z - Z_0))}{Z_0},$$

эквализацию ЭКС путём умножения каждой гармоники на соответствующий ей коэффициент эквализации.

Таким образом, изменение биоимпеданса во времени  $\Delta Z_x(t)$  в стационарных условиях пренебрежимо мало:

$$\Delta Z_x(t) = Z_x(t) - Z_0 \rightarrow 0 \quad (1)$$

Из этого следует, что

$$Z_x(t) \approx \frac{U^{(j\omega)}}{I^{(j\omega)}} = Z_0 \quad (2)$$

В отличие от стационарных условий, в амбулаторных условиях регистрации ЭКС двигательная активность пациента ничем не ограничена, возможно выделение секрета (потовых выделений), что вызывает изменение собственного биоимпеданса кожи и, как показано на фиг. 4, негативно сказывается на форме зарегистрированного ЭКС.

Из этого следует, что изменение биоимпеданса кожного покрова описывается следующей формулой:

$$Z_x(t) = Z_0 + \Delta Z_x(t) \quad (3)$$

Поскольку  $Z_x(t) \neq Z_0$ , то влияние, оказываемое паразитным изменением биоимпеданса кожи во времени, будет иметь следующий вид:

$$Z_x(t) = \frac{U^{(j\omega)} + U_x^{(j\omega t)}}{I^{(j\omega)}}, \quad (4)$$

где  $U_x^{(j\omega t)}$  - паразитное напряжение, вызванное  $\Delta Z_x(t)$  в амбулаторных условиях регистрации ЭКС.

Рассмотрим реализацию предлагаемого способа адаптивной фильтрации электрокардиосигнала (см. фиг. 2).

Учет изменения проводимости кожного покрова во времени позволит перевести помеху, главным компонентом которой является паразитное падение напряжение, вызванное изменением биоимпеданса тканей, из разряда случайных в разряд систематических. Это позволит более эффективно применять известные фильтры прототипа, предназначенные для работы с систематическими помехами.

Этап "измерение биоимпеданса". На частоте  $i$ -й гармоники, находящейся в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, проводят измерение биоимпеданса, представляющее собой измерение падения напряжения на опорном резисторе  $R_0$ , входящем в состав измерительной схемы, приведенной на фиг. 3.

Измерительная схема представляет собой генератор синусоидального напряжения, которое подается на измерительную схему, образованную объектом измерения с импедансом  $Z$  и опорным резистором  $R_0$ , образующие делитель напряжения.

В измерительной схеме возникает ток  $I = \frac{U_\Gamma}{(Z+R_0)}$ , где  $U_\Gamma$  - напряжение генератора,  $Z$  - импеданс объекта измерений, а  $R_0$  - сопротивление опорного резистора. С помощью вольтметра переменного тока измеряется действующее значение напряжения на резисторе  $R_0$  ( $U_{R0}$ ), определяемое по формуле  $U_{R0} = \frac{U_\Gamma}{(Z+R_0)}$ .

Таким образом, биоимпеданс кожного покрова на частоте  $i$ -й моды определяется по следующей формуле:

$$Z = R_0 \frac{(U_\Gamma - U_{R0})}{U_{R0}}, \quad (5)$$

Этап "расчет параметров эквализационного фильтра". Для корректирования каждой моды ЭКС в соответствии с изменением биоимпеданса кожного покрова авторы предлагают вычислять коэффициент эквализации для  $i$ -й моды следующим образом. Допустим, что сердце можно представить в виде генератора с ЭДС, равной  $E$ . Тогда на поверхности кожи будет протекать ток, равный отношению ЭДС генератора и биоимпеданса кожного покрова  $(I_{кожи} = \frac{E}{Z_{кожи}})$ , где  $Z_{кожи}$  - импеданс кожного покрова. Как упоминалось выше, в стационарных условиях импеданс  $Z_{кожи}$  принимают за опорное значение импеданса в стационарных условиях  $Z_0$ . В амбулаторных условиях, ввиду изменения биоимпеданса кожи в силу описан-

ных ранее причин, справедливо следующее:  $Z_{\text{кожи}} = Z_0 \pm Z_{\text{смещ}}(t)$ , т.е. значение биоимпеданса кожи определяется как значение опорного биоимпеданса кожи  $Z_0$  плюс-минус смещение биоимпеданса от нормы  $Z_{\text{смещ}}(t)$ , определяемого как разность мгновенного значения биоимпеданса на частоте  $i$ -й моды ( $Z$ ) и опорного значения импеданса в стационарных условиях  $Z_0$ . Таким образом, реальный ток, возникающий на поверхности кожи, подчиняется формуле

$$I_{\text{кожи}} = \frac{E}{(Z_0 \pm Z_{\text{смещ}}(t))} = \frac{E}{(Z_0 \pm (Z - Z_0))}, \quad (6)$$

Для минимизации влияния  $Z_{\text{смещ}}(t)$  необходимо умножить правую часть формулы (6) на безразмерный коэффициент  $K$ , учитывающий изменение  $Z_{\text{смещ}}(t)$  (). Формула (6) показывает вывод искомого коэффициента  $K$ , именуемого коэффициентом эквализации

$$K = \frac{E}{Z_0} \cdot \left( \frac{(Z_0 \pm Z_{\text{смещ}}(t))}{E} \right) = \frac{(Z_0 \pm Z_{\text{смещ}}(t))}{Z_0} = \frac{(Z_0 \pm (Z - Z_0))}{Z_0}, \quad (7)$$

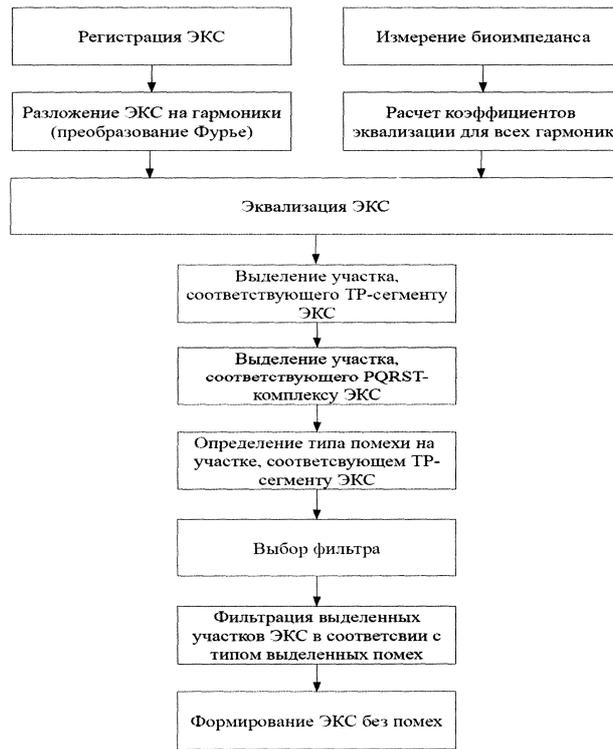
Этап "эквализация ЭКС". Данный этап включает в себя умножение каждой моды ЭКС на соответствующий ей коэффициент эквализации с последующим синтезом сигнала с помощью обратного преобразования Фурье. Форма ЭКС, полученного после синтеза, будет изменена с учетом влияния изменяющегося во времени биоимпеданса кожного покрова пациента и пригодна для дальнейшей обработки и анализа.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

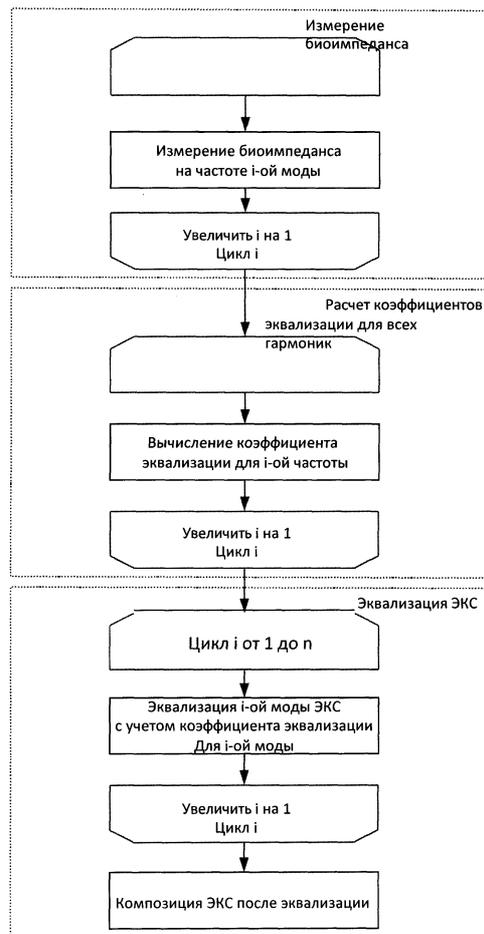
Способ адаптивной фильтрации электрокардиосигнала (ЭКС), заключающийся в том, что в каждом кардиоцикле из аддитивной смеси зарегистрированных электрокардиосигнала и помехи осуществляют выделение участков, соответствующих TP-сегменту и PQRST-комплексу электрокардиосигнала, определение типа помехи для каждого участка, выбор соответствующего фильтра и фильтрацию выделенных участков электрокардиосигнала в соответствии с типом выделенных помех, отличающийся тем, что дополнительно осуществляют разложение ЭКС на гармоники с помощью преобразования Фурье в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение мгновенных значений биоимпеданса  $Z_x(t)$  путем прямого измерения электрических параметров двухполюсников на переменном токе в диапазоне частот от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц, измерение опорного значения биоимпеданса  $Z_0$  путем прямого измерения импеданса на переменном токе в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц в стационарных условиях, а именно в условиях отсутствия электрических и механических помех, определение смещения мгновенных значений биоимпеданса  $Z_{\text{смещ}}(t)$  по формуле  $Z_{\text{смещ}}(t) = Z_x(t) - Z_0$ , расчет коэффициента эквализации  $K$  для каждой гармоники, определенной в диапазоне от 100 мГц до 1 Гц с шагом 100 мГц, от 1 до 10 Гц с шагом 1 Гц, от 10 до 100 Гц с шагом 10 Гц и от 100 Гц до 1 кГц с шагом 100 Гц по формуле

$$K = \frac{E}{Z_0} \cdot \left( \frac{(Z_0 \pm Z_{\text{смещ}}(t))}{E} \right) = \frac{(Z_0 \pm Z_{\text{смещ}}(t))}{Z_0} = \frac{(Z_0 \pm (Z - Z_0))}{Z_0},$$

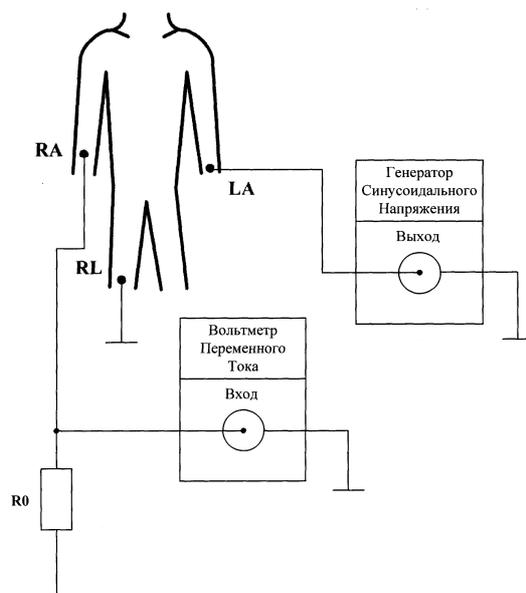
эквализацию ЭКС путём умножения каждой гармоники на соответствующий ей коэффициент эквализации.



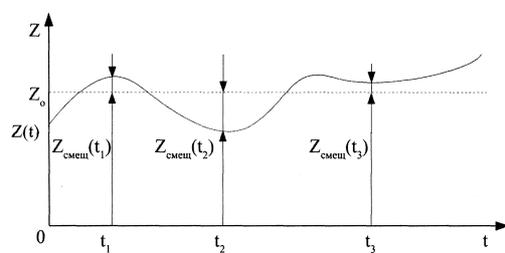
Фиг. 1



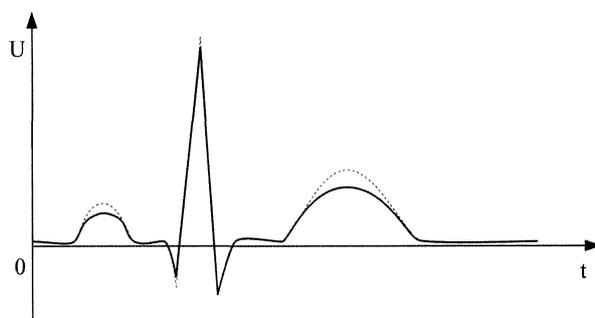
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5

