

О методах повышения точности измерения биосигнала для системы IoB

Е. А. Алтай, Р. К. Ускенбаева

Казахский национальный исследовательский
технический университет

aeldos@inbox.ru

А. В. Федоров

Университет ИТМО

avfedorov@itmo.ru

Аннотация. В данной работе рассмотрены методы фильтрации для повышения точности измерения биосигнала – кардиосигнала при влиянии электромагнитной помехи, оказывающей существенное влияние на работу системы IoB. Синтезирован одночастотный полиномиальный режекторный фильтр, реализующий фильтрацию данной помехи для повышения точности измерения кардиосигнала. Результаты реализации синтезированного режекторного фильтра продемонстрировали, что фильтр позволяет разделить информативную составляющую от искажающей помехи и повышает точность измерения сигнала при его реализации в сравнении с вейвлет фильтрами.

Ключевые слова: точность измерения, кардиосигнал, высокочастотные помехи, фильтрация, отношение сигнал/помеха, IoB

I. ВВЕДЕНИЕ

Развитие современной электронной базы и вычислительной техники привело к широкому распространению цифровых измерительных и управляющих устройств, а также цифровых каналов передачи данных, применяемых в системах Интернета вещей, в частности Интернета тел (IoB). В системе IoB основной акцент с вещей смещен на людей и представляет собой сеть связанных интеллектуальных датчиков, размещенных на поверхности кожи человека для контроля физиологических показателей человека и их передачи по беспроводной системе связи [1–3]. Известно [1–3], что в IoB системах контроль показателей человека может быть осуществлен как кратковременно, так и длительно. Среди перечисленных видов контроля физиологических показателей длительный контроль может выявить ряд значимых изменений и отклонений, которые не могут быть своевременно обнаружены при кратковременном контроле [4]. Поэтому, при реализации системы IoB, основное внимание уделяется длительному контролю физиологических показателей человека [1–3].

Система IoB, при длительном контроле физиологических показателей с помощью специальных интеллектуальных датчиков, осуществляет регистрацию биосигналов сердца, мышц, головного мозга, а также позволяет оценить насыщение крови кислородом, а также вариацию сердечного ритма с целью контроля работы синусового узла [1–3] и ряда других значимых показателей. Однако, несмотря на это, во время длительной регистрации перечисленных биосигналов, а именно биосигналов сердца – кардиосигнала неизбежно

влияют помехи [1–3], что существенно усложняет работу системы регистрации и обработки [4].

Согласно опубликованным данным [6], при длительной регистрации кардиосигнала неизбежно влияние низкочастотных помех дрейфа изолиний и артефактов движения, а также высокочастотных мышечных и электрических помех. Перечисленные помехи, вызванные индивидуальными особенностями человека, относятся к физиологическим помехам. Для их компенсации необходимо многократно проводить эмпирическую оценку параметров натуральных помех такого типа. Электромагнитные помехи, известные как электрические помехи, ввиду их высокой мощности [6] и узкой полосы [5], оказывают существенное влияние на работу системы IoB. Влияние такой помехи приводит к снижению точности измерения амплитудных и временных параметров кардиосигнала и эффективности методов, предназначенных для компенсации данной помехи.

Необходимо подчеркнуть, что точность измерения информативных параметров сигнала при влиянии помехи может быть достигнута за счет реализации методов фильтрации [4–8]. В связи с этим для компенсации электромагнитной помехи, важной и актуальной задачей является оценка эффективности методов фильтрации данного сигнала, обеспечивающих устойчивость и точность обработки при измерении кардиосигнала.

Среди методов фильтрации с задачей компенсации электромагнитной помехи справляются режекторные фильтры [6], аппроксимированные полиномиальными моделями и вейвлет фильтр Добеши [9]. Класс данных фильтров во многом позволяет настраивать свои параметры к параметрам обрабатываемых сигналов для выделения информативных составляющих сигнала.

Известно [9], что режекторный фильтр в основном синтезируется с помощью полинома Баттерворта и реже полиномами Чебышева, Бесселя и Кауэра. В основном это связано с невысокими значениями точности обработки кардиосигнала и выработкой наибольших значений собственной ошибки данных фильтров, ассоциированных с их частотными характеристиками, полосы заграждения помехи и добротности Q режекторного фильтра. Кроме того, добротность также оказывает существенное влияние на точность обработки при измерении кардиосигнала и значение этого показателя может быть низким только в том случае [9], когда полоса заграждения помехи расширена.

В работах [10–11] результат синтеза режекторных фильтров выявил, что в основном для синтеза данных фильтров используется два подхода.

Первый подход основан на применении полосы заграждения B помехи, от значения которой сильно зависит добротность Q . Следовательно, точность фильтрации сигнала на выходе системы при влиянии узкополосной одночастотной помехи будет недостаточно высокой [6]. Кроме того, данный подход при синтезе фильтра сопровождается удвоением порядка режекторных фильтров [10,11]. Например, при использовании полинома первой степени $n=1$ для синтеза, порядок системы фильтрации равняется к двум, то есть $n=2$, что приводит к изменению характеристики фильтра.

Второй подход основан на параллельном соединении передаточных функций полиномиальных фильтров верхних и нижних частот (ФВЧ и ФНЧ), где нижняя граница заграждения фильтра характеризуется частотой среза ω_1 для ФВЧ и верхней частотой среза ω_2 для ФНЧ. Общая передаточная функция $W(s)$ такого режекторного фильтра рассчитывается сложением двух передаточных функций ФВЧ и ФНЧ. Данный подход от первого подхода отличается тем, что вместо полосы заграждения помехи B используются граничные частоты среза ω_1 и ω_2 , задающие ширину режекции помехи, изменяющимся в определенном диапазоне частот.

Вместе с тем, несмотря на широкое использование перечисленных методов режекторной фильтрации электромагнитной помехи, в настоящее время вопрос синтеза именно одночастотного (ω) высокочастотного полиномиального режекторного фильтра для обработки кардиосигнала все еще остается открытым. Таким образом, синтез одночастотного режекторного фильтра, позволяющего повысить точность обработки при измерении кардиосигнала по отношению к данной помехе является важной задачей, требующей комплексного подхода к решению.

В отличие от ранее опубликованных работ [6, 11, 12], посвященных режекторной фильтрации кардиосигнала, в рассматриваемой работе для оценки точности измерения кардиосигнала представлены результаты оценки эффективности методов, повышающих точность обработки данного сигнала при фильтрации помехи. Рассматривается одночастотный и высокочастотный полиномиальный режекторный фильтр и сравнивается его результативность с хорошо зарекомендовавшим себя вейвлет фильтром Добеши.

Целью рассматриваемой работы является повышение точности измерения кардиосигнала по отношению к высокочастотной помехе, оказывающей существенное влияние на работу системы IoB.

II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Рассматривается система режекторной фильтрации кардиосигналов с общей передаточной функцией $W(s) = G(s)/H(s)$, где $G(s)$ и $H(s)$ – полиномы числителя и знаменателя $W(s)$ по степеням s . Пусть полиномы числителя $G(s)$ и знаменателя $H(s)$ имеют фиксированные коэффициенты при одночастотной (ω) частоте среза фильтра и порядка (n), определяющие вид

размещения корней полинома передаточной функции $W(s)$. Передаточная функция $W(s)$ системы фильтрации имеет порядок $n=2$, полученный при синтезе режекторного фильтра, состоящего из звеньев $n=2$ при $W_1(s)$ и $n=2$ при $W_2(s)$, как $W(s)=W_1(s)+W_2(s)$ и имеет вид:

$$\left\{ \begin{aligned} W_1(s) &= W_{\text{нормированный}}(s) \Big|_{s \rightarrow \frac{s}{\omega_c}} = \frac{1}{\left(\frac{s}{\omega_c}\right)^2 + 1,414 \frac{s}{\omega_c} + 1} = \\ &= \frac{1}{s^2 + 1,414 \omega_c s + \omega_c^2} \\ W_2(s) &= W_{\text{нормированный}}(s) \Big|_{s \rightarrow \frac{\omega_c}{s}} = \frac{1}{\left(\frac{\omega_c}{s}\right)^2 + 1,414 \frac{\omega_c}{s} + 1} = \\ &= \frac{1}{s^2 + 1,414 \omega_c s + \omega_c^2} \end{aligned} \right.$$

Передаточная функция $W(s)$ одночастотного высокочастотного режекторного фильтра одночастотной частотой среза (ω) имеет вид:

$$W(s) = W_1(s) + W_2(s) = \frac{s^2}{s^2 + 1,414 \omega_c s + \omega_c^2} + \frac{\omega_c^2}{s^2 + 1,414 \omega_c s + \omega_c^2} = \frac{s^2 + \omega_c^2}{s^2 + 1,414 \omega_c s + \omega_c^2} \quad (1)$$

Решаемая задача обработки кардиосигнала имеет вид:

$$x(q) = s(q) + \xi(q), \quad (2)$$

где q – отсчеты измерений кардиосигнала, $x(q)$ – зашумленный кардиосигнал, $s(q)$ – не зашумленный сигнал, $\xi(q)$ – высокочастотная электромагнитная помеха. Для формирования аддитивной смеси кардиосигнала и помехи (2) рассматривается модель высокочастотной электромагнитной помехи $\xi(q)$ вида

$$\xi(q) = A \sin\left(2\pi \frac{f_\xi}{f_d} k + \varphi\right),$$

где A – амплитуда гармоники помехи, f_ξ – частота, f_d – частота дискретизации, k – порядковый номер отсчетов помехи, φ – начальная фаза сигнала гармоники помехи.

Ставится задача выделения информативных составляющих кардиосигнала $s(q)$ из аддитивной смеси (2), регистрируемого в виде дискретными отсчетами q , путем узкополосной полиномиальной режекторной фильтрации (1).

Рассматриваемая задача решена при допущении, что амплитуда помехи кардиосигнала известна, что является типовым допущением при решении задачи обработки биосигнала для представления результатов фильтрации.

III. ФИЛЬТРАЦИЯ КАРДИОСИГНАЛА

Согласно допущению, рассмотренного в разделе «Постановка задачи» проведена фильтрация сигнала, результаты которых представлены ниже на рис. 1–4.

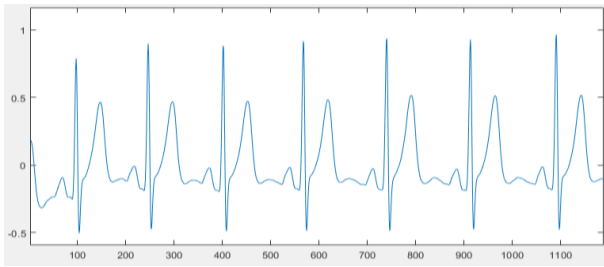


Рис. 1. Тестовый (чистый) кардиосигнал. По осям ординат – амплитуда (мВ), абсцисс – время (с)

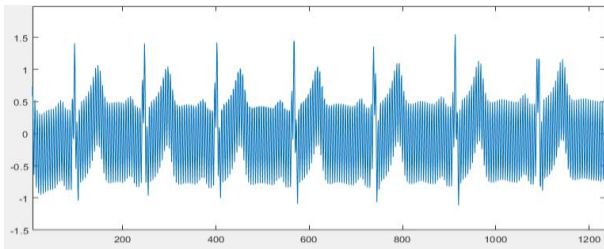


Рис. 2. Зашумленный тестовый кардиосигнал. По осям ординат – амплитуда (мВ), абсцисс – время (с)

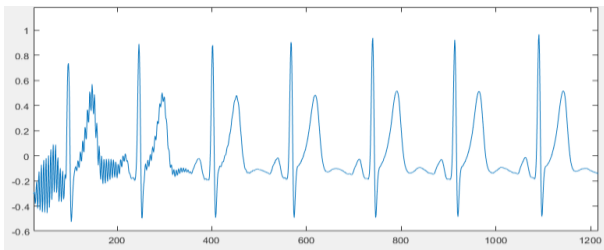


Рис. 3. Отфильтрованный сигнал на выходе синтезированного режекторного фильтра. По осям ординат – амплитуда (мВ), абсцисс – время (с)

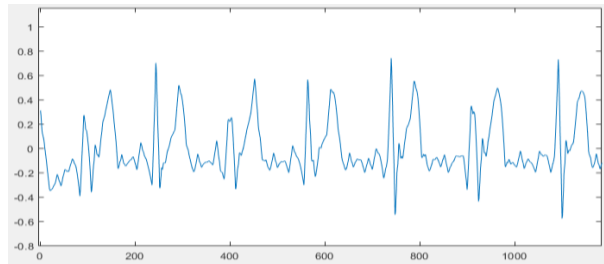


Рис. 4. Отфильтрованный сигнал на выходе вейвлет фильтра [9]. По осям ординат – амплитуда (мВ), абсцисс – время (с)

Из выше представленных амплитудно-временных диаграмм заметим, что обработка электрокардосигнала синтезированным режекторным фильтром позволяет отфильтровать составляющие сигнала при минимальных искажениях в сравнении с вейвлет фильтром. Вейвлет фильтр помимо сглаживания информативных участков сигнала, размывает форму сигнала, что также ранее было обнаружено в работах [13, 14]. При реализации синтезированного режекторного фильтра из-за наличия переходного процесса при фильтрации помехи, влияющей на работу системы IoB, искажается всего лишь участок 1 кардиоцикла сигнала. Наличие в числителе передаточной функции режекторного фильтра параметра $s^2 + \omega^2$ при фильтрации в сигналы вносят собственные искажения в виде затухающих колебаний и

наделяют переходную характеристику [11], что не противоречит результату, полученной в данной статье.

Известно, что на практике обработки кардиосигналов чтобы не учитывать влияния внутренних переходных процессов таких фильтров, при проведении вторичной обработки, полученные результаты фильтрации первых двух участков кардиоцикла отбраковывается. Однако, отбраковка первых двух участков кардиоцикла по сравнению с результатами исследования [15] является наименьшей. В работе [15], из-за сильно искаженных участков обработанных кардиосигналов, отбракована 40 кардиоциклов.

Вейвлет фильтрация кардиосигнала проводилась на основе мягкой пороговой обработке (soft threshold) при выборе материнской вейвлет функции Добеши 3 порядка гладкости и восьмого уровня разложения [9]. Данные параметры вейвлет фильтрации для оценки и сравнения результативности обработки кардиосигнала выбраны из [9]. Следует отметить, что вейвлет функция Добеши выбранного порядка и уровня разложения сигнала в [9] применено исходя из способности данного метода для выделения информативных составляющих сигнала при низких значениях показателя сигнал/помеха.

Показатели отношение сигнал/помеха (ОСП) и среднее квадратическое отклонение (СКО), рассчитанные до и после реализации методов цифровой фильтрации, дают возможность количественно оценить точность измерения кардиосигнала между зашумленным тестовым и отфильтрованным тестовым сигналами [12]. При выборе перечисленных показателей значение показателя СКО характеризует точность измерения, показатель ОСП помехоустойчивость (или устойчивость) системы фильтрации по отношению к электромагнитной помехе, оказывающей существенное влияние на работу системы IoB. Результат оценки представлен в табл. 1.

ТАБЛИЦА I. ОЦЕНКА ПОКАЗАТЕЛЕЙ

Показатели	Синтезированный режекторный фильтр	Вейвлет фильтр из [0]
ОСП до, дБ	19,095	19,095
ОСП после, дБ	38,624	21,772
ОСП улучшенный, дБ	19,529	2,677
СКО, мВ	0,0011	0,002

В табл. 1 продемонстрировано, что при влиянии помехи синтезированный полиномиальный режекторный фильтр превосходит вейвлет-фильтр по эффективности обработки сигнала на 19 дБ, тогда как для вейвлет фильтра значение показателя ОСП составляет 2,677 дБ, соответственно. Чем меньше значение показателя СКО на выходе фильтров, тем точнее измеряется составляющие кардиосигнала при влиянии помехи.

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В представленной работе получены результаты оценки точности измерения кардиосигнала при влиянии электромагнитной помехи, оказывающей существенное влияние на работу системы IoB. Получены результаты расчета передаточной функции одночастотного и высокочастотного режекторного фильтра на основе полинома Баттерворта. Показано, что предложенный одночастотный режекторный фильтр подтверждает

сходство отфильтрованной формы сигнала с исходной формой при влиянии электромагнитной помехи. Результаты оценки показывают, что значение показателя отношение сигнал/помеха на выходе предложенного режекторного фильтра в среднем возрастает в 2 раза и значение ошибки фильтрации в сравнении с известным вейвлет фильтром уменьшается в 2 раза, что характеризует повышение результативности обработки кардиосигнала по точности и устойчивости к влияющей помехе.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Celik A., Eltawil A. M. The internet of bodies: The human body as an efficient and secure wireless channel // *IEEE Internet of Things Magazine*. 2022. №. 3. P. 114-120.
- [2] Mäkitalo N. et al. The internet of bodies needs a human data model // *IEEE Internet Computing*. 2020. №. 5. P. 28-37.
- [3] Celik A., Salama K.N., Eltawil A.M. The internet of bodies: A systematic survey on propagation characterization and channel modeling // *IEEE Internet of Things Journal*. 2021. №. 1. P. 321-345.
- [4] Altay Y.A., Kremlev A.S. A brief analysis of the use of non-linear time-frequency filtering for processing ECG signals // *Cardiometry*. 2018. №. 13. P. 96-98.
- [5] Altay Y.A., Kremlev A.S. Analysis and systematization of noise arising by long-term recording of ECG signal // 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EConRus). IEEE, 2018. С. 1053-1057.
- [6] Алтай Е.А., Кремлев А.С. Оценка точности обработки электрокардиосигнала методом каскадной широкополосной режекторной фильтрации // *Вестник Российского нового университета. Серия: Сложные системы: модели, анализ и управление*. 2020. №. 2. С. 18-28.
- [7] Григорьев Е.Б. Метод и программный комплекс обработки многоканальных записей электрокардиосигнала для диагностики ишемической болезни сердца: автореф. дис. ... канд. техн. наук / СПбГЭТУ «ЛЭТИ». СПб., 2019. 18 с.
- [8] Красичков А.С., Григорьев Е.Б. Оценка статистических характеристик могографической помехи при многоканальной регистрации электрокардиосигнала // *Известия вузов России. Радиоэлектроника*. 2018. №6. С. 118-125.
- [9] Malghan P.G., Hota M.K. A review on ECG signal filtering techniques for rhythm analysis // *Research on Biomedical Engineering*. 2020. V. 36. P. 171-186.
- [10] Алтай Е. Исследование и разработка методов обработки сигналов акустической эмиссии: автореф. дисс. ... канд. техн. наук / Университет ИТМО. СПб., 2023. 270 с.
- [11] Алтай Е.А., Лямин А.В., Скаков Д.М., Келемсеит Н.Е. Каскадный режекторный фильтр с единичной обратной связью и улучшенной переходной характеристикой // V Международная научная конференция по проблемам управления в технических системах. С. 262-265.
- [12] Алтай Е.А. Методы фильтрации для оценки точности и помехоустойчивости системы обработки электрокардиосигналов // *Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль*. 2024. №1. С. 53-64.
- [13] Rakshit M., Das S. An efficient ECG denoising methodology using empirical mode decomposition and adaptive switching mean filter // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2018. V. 40. P. 140-148.
- [14] Федоров А.В., Алтай Е., Степанова К.А., Кузиванов Д.О. Статистическая оценка влияния величины сигнал/помеха на погрешность измерения параметров акустической эмиссии // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2022. №. 6. С. 1205-1215.
- [15] Тихоненко ВМ., Шихалиев ДР. Ошибки при оценке данных Холтеровского мониторингирования // *Вестник Аритмологии*. 2015. № 82. С. 12-20.