

Анализ методов подавления сетевой наводки в задачах цифровой обработки электрокардиографических сигналов

¹*САВОСТИНА Галина Владимировна, PhD, доцент, galinash85@mail.ru,

¹РИТТЕР Дмитрий Викторович, к.т.н., профессор, dritter@mail.ru,

¹САВОСТИН Алексей Александрович, к.т.н., профессор, alexey.savostin@gmail.com,

¹ЛАРГИН Александр Васильевич, докторант, sasha.largin@gmail.com,

¹Северо-Казахстанский университет имени М. Козыбаева, Казахстан, Петропавловск, ул. Пушкина, 86,

*автор-корреспондент.

Аннотация. В работе выполнен анализ существующих и предложенных методов цифровой обработки сигналов для подавления сетевой наводки при регистрации электрокардиограмм. Рассмотренные методы являются особенно востребованными при построении современной электрокардиографической аппаратуры на базе аналого-цифровых преобразователей с высоким разрешением. В статье предложены способы цифровой фильтрации, позволяющие избежать проявления фазо-частотных искажений. Также описан метод подавления периодической помехи 50 Гц и сопутствующих гармоник. Рассмотрены принципы реализации адаптивных режекторных фильтров. Такие фильтры способны подстраиваться под изменяющиеся параметры гармонического колебания помехи. Для каждого рассмотренного метода цифровой фильтрации даны рекомендации по его применению на практике.

Ключевые слова: цифровая фильтрация, электрокардиосигнал, сетевая наводка, режекторный фильтр, адаптивная фильтрация.

Введение

Современная концепция построения электрокардиографической аппаратуры все в большей мере ориентирована на использование в качестве аналого-цифровых преобразователей (АЦП) радиоэлектронных схем с высоким разрешением (от 24 бит) и высокой скоростью преобразования (около 100 кбит/с). Это реализуется при помощи многоскоростной обработки сигналов на базе современных моделей $\Sigma\Delta$ – АЦП [1].

При таком подходе снижаются требования к аналоговому фильтро-усилительному тракту съема электрокардиосигналов (ЭКС), а все задачи по устранению сопутствующих регистрации помех решаются уже на этапе его последующей цифровой обработки.

Как известно, при работе электрокардиографической аппаратуры от сети переменного тока наиболее высокоамплитудной помехой является сетевая наводка [2]. Ее амплитуда может достигать 50% от максимальной амплитуды полезного сигнала. Данная помеха может быть представлена как квазигармонический процесс, образованный гармониками, кратными частоте напряжения сети переменного тока 50 Гц.

В такой ситуации требуется реализация ка-

чественных цифровых фильтров (ЦФ), способных выделять полезный сигнал, минимально искажая его в процессе обработки. В связи с этим, в данной работе исследуется проблема реализации и применения цифровых фильтров для подавления сопутствующей регистрации ЭКС сетевой наводки.

Основная часть

На рисунке 1 показан пример ЭКС, зарегистрированного при сильном воздействии сетевой наводки. Данный сигнал сильно искажен и не может быть использован для проведения диагностических исследований без предварительной фильтрации.

В зависимости от характера и интенсивности помехи, а также задач электрокардиографического исследования, для подавления сетевой наводки в ЭКС могут быть использованы неадаптивные и адаптивные ЦФ. Среди неадаптивных фильтров, по форме амплитудно-частотной характеристики (АЧХ), можно выделить режекторные и гребенчатые фильтры. Также рассматриваются отличительные свойства фильтров с конечной и бесконечной импульсными характеристиками [3].

Неадаптивный режекторный фильтр (фильтр пробка) с бесконечной импульсной характери-

стикой (БИХ, англ. IIR – infinite impulse response) с частотой режекции $f_c = 50$ Гц имеет передаточную функцию вида

$$H_{IIR}(z) = \frac{\alpha + 1}{2} \cdot \frac{1 - 2 \cos(\omega_c T) z^{-1} + z^{-2}}{1 - (\alpha + 1) \cos(\omega_c T) z^{-1} + \alpha z^{-2}}. \quad (1)$$

В выражении (1) ω_c – угловая частота, рад.; T – период дискретизации, с; величина α влияет на крутизну переходных областей АЧХ фильтра. Крутизна будет возрастать при $\alpha \rightarrow 1$. На рисунке 2 представлена АЧХ и фазочастотная характеристика (ФЧХ) данного ЦФ при $\alpha = 0.98$ и частоте дискретизации $f_s = 500$ Гц. Видна сильная нелинейность ФЧХ в области частоты режекции.

Нелинейность ФЧХ может сильно исказить форму ЭКС, тем самым влияя на его диагностические характеристики [4, 5]. Избежать данного недостатка можно при помощи метода блочной обработки сигналов, схема которого показана на рисунке 3.

В соответствии с рисунком 3, смысл процедуры блочной обработки заключается в следующем. Пусть некоторая частотная компонента спектра обрабатываемого сигнала $x(kT)$ имеет начальный фазовый сдвиг α . Тогда, если БИХ-фильтр с передаточной функцией $H_{IIR}(z)$ вносит фазовый сдвиг $-\beta$, то та же компонента в спектре $\hat{x}(kT)$ будет иметь сдвиг по фазе $(\alpha - \beta)$. После инверсии вре-

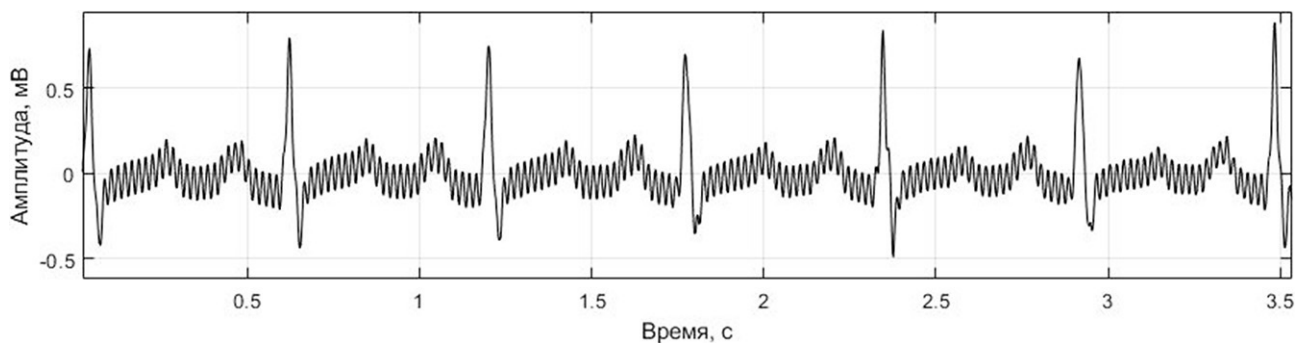


Рисунок 1 – Сетевая наводка в ЭКС

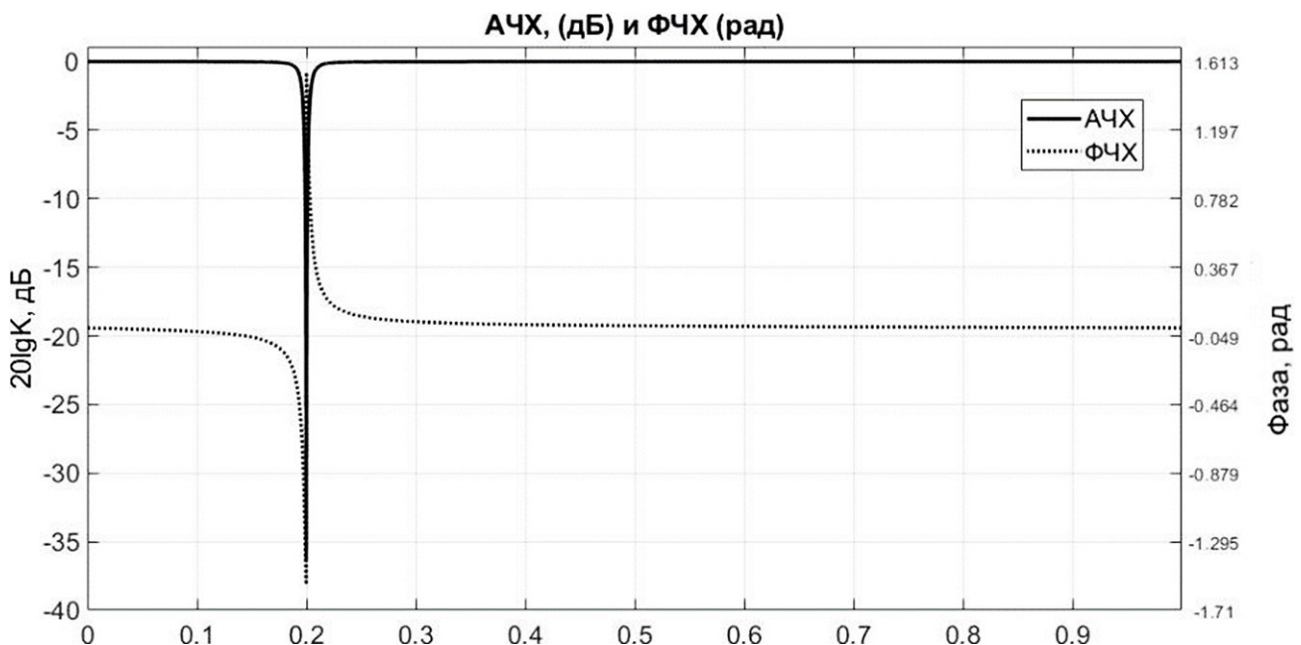


Рисунок 2 – АЧХ и ФЧХ режекторного фильтра для нормированной частоты

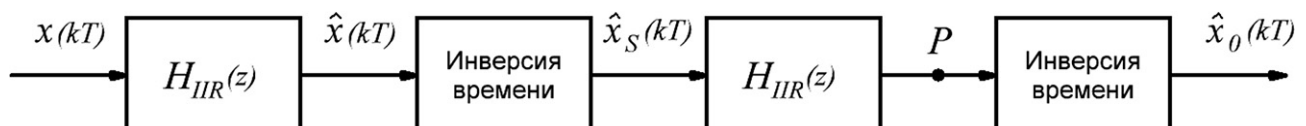


Рисунок 3 – Блочная обработка сигналов

мени в сигнале $\hat{x}_s(kT)$ изменится знак начальной фазы и появится дополнительный сдвиг, т.е. $(-\alpha + \beta - \chi)$ [6].

Повторная фильтрация тем же фильтром $H_{\text{IR}}(z)$ инвертированной последовательности даст в точке Р на рисунке 3 компенсацию фазового сдвига, вносимого после фильтрации $(-\alpha - \chi)$. Очередная инверсия времени так же изменит знак начальной фазы на $(\alpha + \chi)$ и внесет соответствующий сдвиг $-\chi$. В результате данных операций сигнал на выходе $\hat{x}_0(kT)$ будет иметь фазовый сдвиг α , равный исходному.

Таким образом, результирующая передаточная функция для фильтра (1) после блочной обработки примет вид:

$$H_{\text{IRO}}(z) = H_{\text{IR}}(z) \cdot H_{\text{IR}}(z^{-1}). \quad (2)$$

Используя блочную обработку ЭКС для ЦФ с БИХ можно устранить возникающие искажения ФЧХ, а также добиться удвоения порядка результирующего фильтра из-за особенностей реализуемой процедуры. Недостаток изложенного метода фильтрации заключается в невозможности его применения для обработки ЭКС в реальном времени.

Однако данная проблема может быть частично решена путем последовательной обработки отдельных фрагментов поступающего на вход сигнала (блоков) фиксированной длины. При этом следует учитывать, что на границах обрабатываемых фрагментов будут наблюдаться переходные процессы для числа отсчетов, в 4-5 раз превышающих порядок фильтра.

Добиться подавления в ЭКС сетевой наводки с сопутствующими гармоническими составляющими возможно при использовании ЦФ с конечной

импульсной характеристикой (КИХ, англ. FIR – finite impulse response), имеющего АЧХ гребенчатой формы.

Присутствие в полезном сигнале периодической помехи на основной частоте 50 Гц и с дополнительными нечетными гармониками на частотах 150, 250, 350, 450 Гц требует положения нулей указанного ЦФ на единичной окружности z -плоскости с соответствующими углами $\pm 18^\circ$, $\pm 54^\circ$, $\pm 90^\circ$, $\pm 126^\circ$, $\pm 162^\circ$ [7]. Соответствующие координаты нулей будут следующими:

$$z_{1,2} = 0,9511 \pm j0,309;$$

$$z_{3,4} = 0,5878 \pm j0,809;$$

$$z_{5,6} = 0 \pm j;$$

$$z_{7,8} = -0,5878 \pm j0,809;$$

$$z_{9,10} = -0,9511 \pm j0,309.$$

Тогда передаточная функция такого гребенчатого фильтра будет представлена следующим образом:

$$H_{\text{FIR}}(z) = K \prod_{k=1}^{10} (1 - z^{-1} z_k), \quad (3)$$

где K – коэффициент передачи.

На основании передаточной функции (3) для упрощения вычислений при цифровой обработке сигнала, итоговое выражение для гребенчатого фильтра примет вид:

$$H_{\text{FIR}}(z) = 0.5(z^{-10} + 1). \quad (4)$$

Форма АЧХ фильтра (4) показана на рисунке 4.

ЦФ (4) не вносит фазовых искажений, подавляет не только основную частоту сетевой наводки, но и кратные ей гармоники. При этом он может быть использован для работы с сигналом

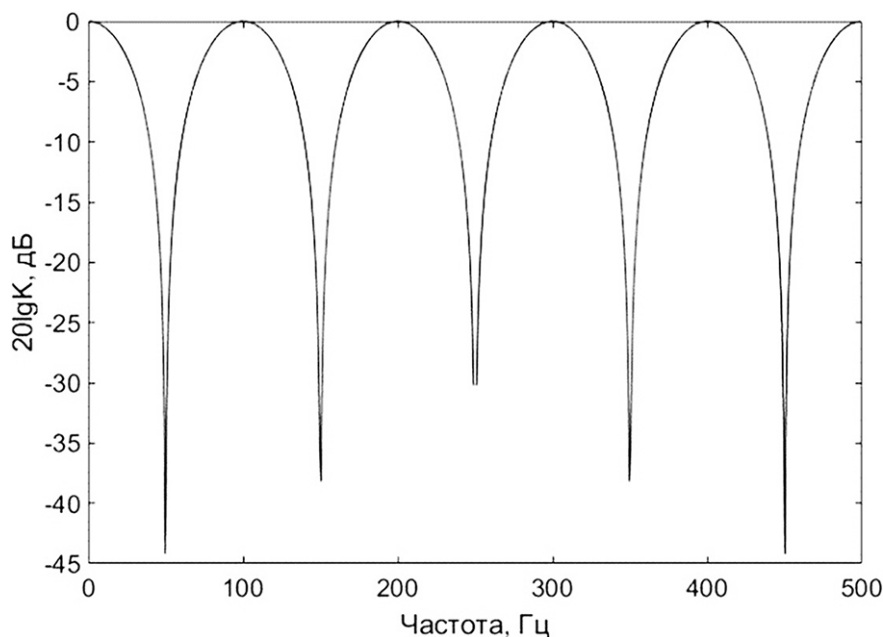


Рисунок 4 – Форма АЧХ гребенчатого фильтра

в реальном времени. Также, в соответствии с передаточной функцией (4), вычислительная сложность проделываемых арифметических операций над входными отсчетами сигнала оказывается невысокой. Однако, как следует из рисунка 4, переходные области в районе частот режекции имеют меньшую крутизну по сравнению с фильтром (1).

При регистрации длительных записей электрокардиограмм (ЭКГ) ЭКС может подвергаться влиянию наведенной сетевой помехи, амплитуда и фаза которой изменяется в течение времени. Адаптивные режекторные фильтры способны в процессе работы подстраиваться под изменяющуюся помеху, слабо оказывая влияние на полезный сигнал. Негативный эффект от использования адаптивных режекторных фильтров возможен в случае, когда амплитуда или фаза наводки изменяется резко за очень короткий промежуток времени. В этом случае адаптивный фильтр не успевает перестроить свои параметры, что приводит к искажениям сигнала.

Адаптивный режекторный фильтр, сочетающий в себе простоту реализации и высокую добротность, впервые был предложен в работе [8]. Смысл используемого алгоритма адаптивной фильтрации сетевой помехи основан на возможности предсказать значение $(k+1)$ отсчета синусоиды по двум известным $(k-1)$ -му и k -му отсчетам:

$$A \sin(\theta + \delta) = 2 \cos \delta (A \sin(\theta) - A \sin(\theta - \delta)), \quad (5)$$

где A – амплитуда сигнала, θ – аргумент функции синуса в данный момент времени для k -го отсчета; δ – величина углового расстояния для соседних отсчетов (по отношению к периоду компенсируемой помехи).

Равенство (5) можно представить в виде

$$a(k+1) = 2 \cos \delta \cdot a(k) - a(k-1), \quad (6)$$

где $\delta = 360 f_c / f_s$.

Имея возможность вычислить значения синусоиды $a((k-1)T)$, $a(kT)$, $a((k+1)T)$, их можно использовать в качестве компенсирующего сигнала для подавления сетевой наводки:

$$\hat{s}(kT) = (s(kT) + \varepsilon_c(kT)) - a(kT). \quad (7)$$

Подстройка фильтра заключается в определении на каждом отсчете сигнала знака выражения

$$\Delta \hat{s} = \hat{s}(kT) - \hat{s}((k-1)T). \quad (8)$$

Если знак выражения (8) положительный, то значение $a(kT)$ наращивается на фиксированную величину Δa (шаг адаптации компенсирующего сигнала), в противном случае – уменьшается на Δa . От выбора величины Δa зависит качество работы адаптивного фильтра. В работе [9] предлагается критерий выбора величины Δa на основании информации об амплитуде помехи.

Обсуждение результатов

Сетевая наводка устраняется при помощи адаптивных и неадаптивных режекторных филь-

тров. В пользу адаптивного алгоритма фильтрации говорит его способность подстраиваться под изменяющиеся параметры гармонического колебания помехи. Это особенно актуально для кардиомониторов, выполняющих регистрацию ЭКС в течение длительных периодов времени.

Таким образом, если в сетевой наводке присутствует девиация амплитуды или фазы, то для ее устранения следует использовать адаптивный режекторный фильтр. При этом качество фильтрации будет зависеть от начальной настройки фильтра, а именно параметра Δa : при больших значениях настройка фильтра будет происходить быстро, но появятся сильные искажения ЭКС, при малых – искажения сигнала уменьшатся, но возрастет время, необходимое на настройку фильтра.

Если девиация амплитуды сетевой наводки проявляется слабо или отсутствует, информация о ее количественных характеристиках, то для устранения периодической помехи может быть применен неадаптивный режекторный фильтр (1). При этом, если рассматривать изменение амплитуды наводки, как амплитудную модуляцию с несущей на 50 Гц и некоторым модулирующим колебанием, то в соответствии с формой спектра полученного амплитудно-модулированного сигнала [10], степень подавления помехи можно повысить, расширив переходные области на АЧХ фильтра выбрав меньшее значения α в (1). Для уменьшения фазовых искажений следует применять блочную обработку сигналов.

При проведении ЭКГ-исследований в полосе частот выше $f_{hp} = 150$ Гц (например, для ЭКГ высокого разрешения, где частота дискретизации равняется 1 кГц и выше [11]) может потребоваться устранение гармоник, кратных частоте $f_c = 50$ Гц. При этом целесообразно применить гребенчатый КИХ-фильтр (4). КИХ-фильтры не вносят фазовых искажений и могут быть использованы для обработки ЭКС в реальном времени.

Выводы

Современная архитектура электрокардиографической аппаратуры позволяет отказаться от использования сложной аналоговой части входного фильтра-усилительного тракта, а весь процесс очистки сигнала от сопутствующих помех выполнять с помощью цифровой обработки. При этом особое внимание следует уделять подавлению сетевой наводки. В зависимости от вида проводимого электрокардиографического исследования следует подбирать соответствующий тип используемого ЦФ. Эффективность адаптивного фильтра будет максимальна при условии обладания априорными знаниями об амплитуде сигнала помехи. В случае отсутствия какой-либо информации о количественных характеристиках сетевой наводки или ее низкой девиации подавление помехи обеспечит неадаптивный режекторный фильтр.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Проектирование устройств цифровой и смешанной обработки сигналов / Под ред. Уолта Кестера. – М.: Техносфера, 2010. – 328 с.
2. Prineas R.J., Crow R.S., Blackburn H. The Minnesota Code Manual of Electrocardiographic Findings. Standards and Procedures for Measurement and Classification. – Boston, Bristol, London, 1982. – p. 327.
3. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов: учеб. пособие. – 3-е изд. – СПб: БХВ-Петербург, 2011. – 768 с.
4. A.A. Savostin, D.V. Ritter, G.V. Savostina, A.K. Koshekov Comparative Analysis of Algorithms for Elimination of Low-Frequency Noise in Electrocardio-Signals // Measurement Techniques. – 2018. – Vol. 61, no. 7. – pp. 1-6.
5. Kligfield P., Gettes L.S., Bailey J.J., Childers R., Deal B.J., Hancock E.W., van Herpen G., Kors J.A., Macfarlane P., Mirvis D.M., Pahlm O., Rautaharju P., Wagner G.S. Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Pt. I. AHA/ACC/HRS // Sci. Statements. Circ. – 2007. – No. 115 (10). – pp. 1306-1324.
6. Ричард Лайонз Цифровая обработка сигналов. – 2 изд. / Пер. с англ. – М.: ООО «Бином-Пресс», 2006. – 656 с.
7. Савостин А.А. Преимущества методов оптимальной фильтрации при электрокардиологических исследованиях // Материалы II международной научно-практической конференции «Научное пространство Европы – 2010». Пшемысль, 2010. Т. 19. С. 38-43.
8. Mortara D. W. Digital filters for ECG signal // Computers in Cardiology 4th Intern. Conf. – Rotterdam, 1977. – pp. 511-514.
9. Барановский А.Л., Калининченко А.Н., Манило Л.А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебное пособие для вузов / Под. ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
10. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы: учебник для вузов. – М.: Высшая школа, 1988. – 448 с.
11. Новые методы электрокардиографии / Под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина. – М.: Техносфера, 2007. – 552 с.

Электрокардиографиялық сигналдарды сандық өңдеу есептеріндегі желіні басу әдістерін талдау

¹*САВОСТИНА Галина Владимировна, PhD, доцент, galinash85@mail.ru,

¹РИТТЕР Дмитрий Викторович, т.ф.к., профессор, dritter@mail.ru,

¹САВОСТИН Алексей Александрович, т.ф.к., профессор, alexey.savostin@gmail.com,

¹ЛАРГИН Александр Васильевич, докторант, sasha.largin@gmail.com,

¹М. Қозыбаев атындағы Солтүстік Қазақстан университеті, Қазақстан, Петропавл, Пушкин көшесі, 86,

*автор-корреспондент.

Аңдатпа. Жұмыста электрокардиограммаларды тіркеу кезінде желілік дәлдікті басу үшін сигналдарды сандық өңдеудің қолданыстағы және ұсынылған әдістеріне талдау жасалды. Қарастырылған әдістер жоғары ажыратымдылықтағы аналогты-сандық түрлендіргіштер негізінде заманауи электрокардиографиялық жабдықты құру кезінде сұранысқа ие. Мақалада фаза-жиіліктік бұрмалануды болдырмау үшін сандық сүзгілеу әдістері ұсынылған. Сондай-ақ, 50 Гц периодты бөгеуілді және ілеспе гармониканы басу әдісі сипатталған. Адаптивті режекторлық сүзгілерін енгізу принциптері қарастырылған. Мұндай сүзгілер бөгеуілдердің гармоникалық тербелісінің өзгеретін параметрлеріне бейімделе алады. Қарастырылған әрбір сандық сүзу әдісі үшін оны практикада қолдану бойынша ұсыныстар берілген.

Кілт сөздер: сандық сүзу, электрокардиосигнал, желіні бағыттау, режекторлық сүзгі, адаптивті сүзу.

Analysis of Methods for Suppressing Power-line Noise in the Tasks of Digital Processing of Electrocardiographic Signals

¹*SAVOSTINA Galina, PhD, Associate Professor, galinash85@mail.ru,

¹RITTER Dmitry, Cand. of Tech. Sci., Professor, dritter@mail.ru,

¹SAVOSTIN Alexey, Cand. of Tech. Sci., Professor, alexey.savostin@gmail.com,

¹LARGIN Alexander, doctoral student, sasha.largin@gmail.com,

¹M. Kozybayev North Kazakhstan University, Kazakhstan, Petropavl, Pushkin Street, 86,

*corresponding author.

Abstract. The paper analyzes the existing and proposed methods of digital signal processing to suppress the power-line noise when registering electrocardiograms. The considered methods are particularly popular in the construction of modern electrocardiographic equipment on the basis of analog-digital high-resolution converters. The article proposes digital filtering methods to avoid phase-frequency distortion. The method of suppressing periodic interference of 50 Hz and accompanying harmonics is also described. The principles of implementing adaptive rejector filters are considered. Such filters are able to adapt to the changing parameters of the harmonic oscillation of interference. For each described digital filtering method, recommendations are given on its use in practice.

Keywords: digital filtering, electrocardiosignal, power-line noise, rejection filter, adaptive filtering.

REFERENCES

1. Proektirovanie ustroystv cifrovoj i smeshannoj obrabotki signalov. Pod red. Uolta Kestera. – Moscow: Tehnosfera, 2010. – 328 p.
2. Prineas R.J., Crow R.S., Blackburn H. The Minnesota Code Manual of Electrocardiographic Findings. Standards and Procedures for Measurement and Classification. – Boston, Bristol, London, 1982. – p. 327.
3. Sergienko A.B. Cifrovaja obrabotka signalov: ucheb. posobie. – 3-e izd. – Saint Petersburg: BHV-Peterburg, 2011. – 768 p.
4. A.A. Savostin, D.V. Ritter, G.V. Savostina, A.K. Koshekov. Comparative Analysis of Algorithms for Elimination of Low-Frequency Noise in Electrocardio-Signals // Measurement Techniques. – 2018. – Vol. 61, no. 7. – pp. 1-6.
5. Kligfield P., Gettes L.S., Bailey J.J., Childers R., Deal B.J., Hancock E.W., van Herpen G., Kors J.A., Macfarlane P., Mirvis D.M., Pahlm O., Rautaharju P., Wagner G.S. Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Pt. I. AHA/ACC/HRS // Sci. Statements. Circ. – 2007. – No. 115 (10). – pp. 1306-1324.
6. Richard Lajonz Cifrovaja obrabotka signalov. – 2 izd. Per. s angl. – Moscow: OOO «Binom-Press», 2006. – 656 p.
7. Savostin A.A. Preimushhestva metodov optimal'noj fil'tracii pri jelektrokardiologicheskikh issledovaniyakh // Materialy II mezhdunarodnoj nauchno-prakticheskoy konferencii «Nauchnoe prostranstvo Evropy – 2010». Pshemysl', 2010. Vol. 19. pp. 38-43.
8. Mortara D.W. Digital filters for ECG signal // Computers in Cardiology 4th Intern. Conf. – Rotterdam, 1977. – pp. 511-514.
9. Baranovskij A.L., Kalinichenko A.N., Manilo L.A. i dr. Kardiomonitoring. Apparatura nepreryvnogo kontrolja JeKG: uchebnoe posobie dlja vuzov. Pod. red. A.L. Baranovskogo i A.P. Nemirko. – Moscow: Radio i svjaz', 1993. – 248 p.
10. Baskakov S.I. Radiotekhnicheskie cepi i signaly: uchebnyk dlja vuzov. – Moscow: Vysshaja shkola, 1988. – 448 p.
11. Novye metody jelektrokardiografii. Pod red. S.V. Gracheva, G.G. Ivanova, A.L. Syrkina. – Moscow: Tehnosfera, 2007. – 552 p.