

ОЦЕНКА ВЗАИМОСВЯЗИ НИЗКОЧАСТОТНЫХ ПОМЕХ ПРИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Е. А. АЛТАЙ, А. С. КРЕМЛЕВ, К. А. ЗИМЕНКО

*Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия
E-mail: aeldos@inbox.ru*

Представлен метод обработки многоканальной записи электрокардиосигнала для выделения низкочастотной помехи в различных отведениях. Метод основан на полиномиальной фильтрации Ньютона высоких частот. Проанализирована работоспособность предложенного метода, и на основе количественных показателей проведен сравнительный анализ его эффективности относительно известных подходов. С помощью разработанного метода из зашумленной многоканальной записи выделена низкочастотная помеха. На основе выделенных отсчетов установлена высокая корреляционная взаимосвязь низкочастотных помех в различных и в смежных отведениях электрокардиосигнала.

Ключевые слова: электрокардиосигнал, низкочастотная помеха, коэффициент корреляции, полиномиальная фильтрация, полином Ньютона, полином Баттерворта, многоканальная регистрация

Введение. Длительный мониторинг параметров электрокардиосигнала (ЭКС) на сегодняшний день является одним из основных методов диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы человека благодаря методической простоте, информативности и низкой стоимости. Актуальность длительного мониторинга обусловлена возможностью обнаружения ряда значимых отклонений в работе сердечно-сосудистой системы, не выявляемых при кратковременном мониторинге параметров ЭКС в покое [1].

При длительном мониторинге часто присутствует низкочастотная помеха, возникающая при плохом соприкосновении контактных токопроводящих веществ измерительных электродов с биообъектом (например, при дыхании человека и т.д.) [2, 3]. Присутствие данной помехи приводит к снижению точности анализа записи ЭКС, в частности при измерениях амплитудно-временных параметров сигнала, осуществляемых с помощью автоматизированных систем, и при ручной обработке данных врачом [1].

Низкочастотная помеха ЭКС, анализу параметров которой посвящен ряд работ [4—9], представляет собой сумму детерминированных компонентов со случайной амплитудой. Однако в данных работах анализ параметров низкочастотной помехи осуществлялся для систем регистрации ЭКС с одним отведением. В случае многоканальной регистрации данная помеха влияет на каждое из электрокардиографических отведений в разной степени.

Во время многоканальной регистрации ЭКС измерительные электроды смежных отведений устанавливаются близко друг к другу, что приводит к появлению корреляционных взаимосвязей. Учет корреляционных взаимосвязей отсчетов помех в отведениях необходим при создании помехоустойчивого метода обработки ЭКС, включающего процедуру выделения низкочастотной помехи из аддитивной смеси зарегистрированных ЭКС, что в настоящее время является весьма важной задачей.

При этом наиболее близким данной работе является исследование, описанное в [10], где установлена корреляционная взаимосвязь миографических помех в различных и в смежных отведениях ЭКС. Однако вопрос оценки взаимосвязи низкочастотных помех, одновременно присутствующих в нескольких электрокардиографических отведениях, остается открытым.

Фильтрация низкочастотной помехи осуществляется в основном с помощью полиномиальных методов обработки на основе полинома Баттерворта. Другие полиномы, например Чебышева (I,II), Бесселя, Кауэра, применяются реже и, как экспериментально доказано в работах [3, 5—8, 11], при фильтрации низкочастотной помехи ЭКС менее эффективны по сравнению с полиномом Баттерворта. Это связано с невысокой точностью получаемых результатов обработки ЭКС, что можно объяснить выработкой наибольших значений собственной ошибки фильтров, обусловленной их частотными характеристиками.

Несмотря на широкое использование полиномиального фильтра Баттерворта, в работе [12] для совершенствования метода обработки ЭКС впервые применен полином Ньютона, адаптированный для фильтрации высокочастотной помехи с помощью каскадного широкополосного режекторного фильтра. Эффективность этого фильтра оценивалась при обработке натуральных образцов зашумленной записи ЭКС. Однако применение полинома Ньютона для высокочастотной фильтрации ЭКС и оценки низкочастотной помехи при многоканальной регистрации недостаточно освещено в литературе.

Использование фильтра высоких частот (ФВЧ) для устранения низкочастотной помехи обосновывается тем, что такой фильтр позволяет подавлять возникающие помехи в момент регистрации ЭКС в низкочастотном диапазоне. Частотные характеристики передаточной функции фильтра высоких частот с использованием полинома Ньютона обладают отличительной особенностью — выработкой наименьших значений собственной ошибки.

В настоящей статье рассматривается полиномиальная высокочастотная фильтрация ЭКС для выделения и оценки низкочастотной помехи в различных отведениях. Рассматривается полиномиальный фильтр Ньютона высоких частот и сравнивается его эффективность с хорошо зарекомендовавшим себя полиномиальным фильтром Баттерворта.

Цель настоящей статьи — оценка характеристик ЭКС и низкочастотной помехи на основе количественных показателей, а также оценка корреляционной взаимосвязи отсчетов низкочастотной помехи в различных отведениях, полученных при многоканальной регистрации ЭКС.

Материалы и методы. Материалом для исследований служили зарегистрированные зашумленные образцы многоканальной записи сигнала, полученные с помощью 12-канального Холтер-монитора „Кардиотехника-07-3/12“ фирмы ИНКАРТ в Национальном медицинском исследовательском центре им. В. А. Алмазова (Санкт-Петербург). Для повышения достоверности образцов и предотвращения ошибочной записи параметров сигнала из-за высокого электрического сопротивления контактных токопроводящих веществ электродов использовался хлорсеребряный электрод с твердым контактным веществом, предназначенный для длительного мониторинга [13].

Выделение низкочастотной помехи в i -м отведении из анализируемых зашумленных записей ЭКС осуществлялось методом, основанным на вычитании помехи $\hat{n}_i(q)$ из зашумленной записи $x_i(q)$ и отфильтрованной информативной составляющей ЭКС $\hat{S}_i(q)$:

$$x_i(q) = \hat{n}_i(q) + \hat{S}_i(q);$$

$$\hat{n}_i(q) = x_i(q) - \hat{S}_i(q),$$

где q — отсчеты измерений, i — отведение ЭКС при многоканальной регистрации.

Синтез полиномиальных фильтров высоких частот осуществляется в нормированном диапазоне с помощью передаточных функций непрерывных фильтров-аналогов, параметры которых рассчитаны следующим образом [14]:

$$\omega_C = \left(\frac{f_{cp}}{f_d} \right) 2\pi,$$

$$\Omega_C = \left(\frac{2}{T} \right) \operatorname{tg} \left(\frac{\omega_C}{2} \right).$$

Важно отметить, что для частоты среза полиномиального ФВЧ выбирается частота, равная 1 Гц, согласно [9]. Целесообразность выбора данной частоты заключается в том, что на частоте 1 Гц методом частотной селекции экспериментально установлено максимальное уменьшение низкочастотной помехи при минимальных искажениях параметров ЭКС. С помощью данной частоты среза $f_{cp}=1$ Гц и выбранной частоты дискретизации $f_d=250$ Гц, учитывая рекомендации [15, 16], рассчитана передаточная функция полиномиальных фильтров Ньютона и Баттерворта высоких частот. Рассчитанные передаточные функции непрерывных фильтров высоких частот и их билинейное z -преобразование представлены в табл. 1. Преобразование непрерывной передаточной функции $W(s)$ в дискретную $W(z)$ осуществлялось путем билинейного преобразования в программной среде MatLab с помощью функции `bilinear()`

как $s = \frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right)$ при $T = 1$ с.

Таблица 1

Полином фильтра	Передаточная функция фильтра	
	в непрерывной области	в дискретной области
Ньютона $A(s) = s^2 + 2\Omega_C s + \Omega_C^2$	$W(s) = \frac{s^2}{s^2 + 0,0502426s + 0,00063108}$	$W(z) = \frac{0,975z^2 - 1,951z + 0,9753}{z^2 - 1,95z + 0,951}$
Баттерворта $A(s) = s^2 + 1,414\Omega_C s + \Omega_C^2$	$W(s) = \frac{s^2}{s^2 + 0,035521s + 0,00063108}$	$W(z) = \frac{0,9824z^2 - 1,965z + 0,9824}{z^2 - 1,964z + 0,9651}$

Вместе с тем для обеспечения достоверности получаемых результатов фильтрации ЭКС и оценки выделения низкочастотной помехи предложен подход, основанный на инверсной фильтрации для коррекции фазовых искажений, вносимых полиномиальными фильтрами [17]. В этом случае ЭКС фильтруется одним и тем же фильтром сначала в прямом, а затем в обратном направлении. В результате возникающие фазовые искажения взаимно компенсируются, и результирующий фазовый сдвиг будет равен нулю для всей частотной составляющей ЭКС.

Обработка записей осуществлялась следующим образом: на вход фильтра подается зашумленный ЭКС, который затем обрабатывается двунаправленным фильтром высоких частот Ньютона для выделения информативной составляющей сигнала. При выделении низкочастотной помехи из зашумленной записи сигнала вычитается отфильтрованный сигнал, полученный на выходе двунаправленного фильтра высоких частот Ньютона.

Эффективность полиномиальных фильтров оценивается на основе количественных показателей. Для этого вычисляются значения экспериментального среднеквадратического отклонения (СКО — σ) отсчетов сигнала и выделенной при фильтрации помехи, а также коэффициент ослабления помехи ($K_{o.п}$), согласно [17]:

$$K_{o.п} = 20 \log_{10} \left(\frac{A_{\text{ВЫХ}}}{A_{\text{ВХ}}} \right),$$

где $A_{\text{ВЫХ}}$, $A_{\text{ВХ}}$ — среднеквадратическое значение амплитуды выходного (отфильтрованного) и входного (зашумленного) сигналов.

Результаты. На основе описанного выше метода получены представленные на рис. 1 результат многоканальной записи исходного ЭКС четвертого V4 грудного отведения, содержащий низкочастотную помеху, а также результат ее выделения с помощью полиномиальной фильтрации на основе полиномов Ньютона и Баттерворта: *a* — обработка фильтром Ньютона, *b* — обработка фильтром Баттерворта, *в* — выделение низкочастотной помехи. В данном случае измерительные электроды в смежных (грудных) и в различных отведениях размещены и обозначены, как показано на рис. 2 [18]. Результаты вычисления количественных показателей для 12 различных записей ЭКС, состоящих более чем из 80 кардиоциклов, представлены в табл. 2.

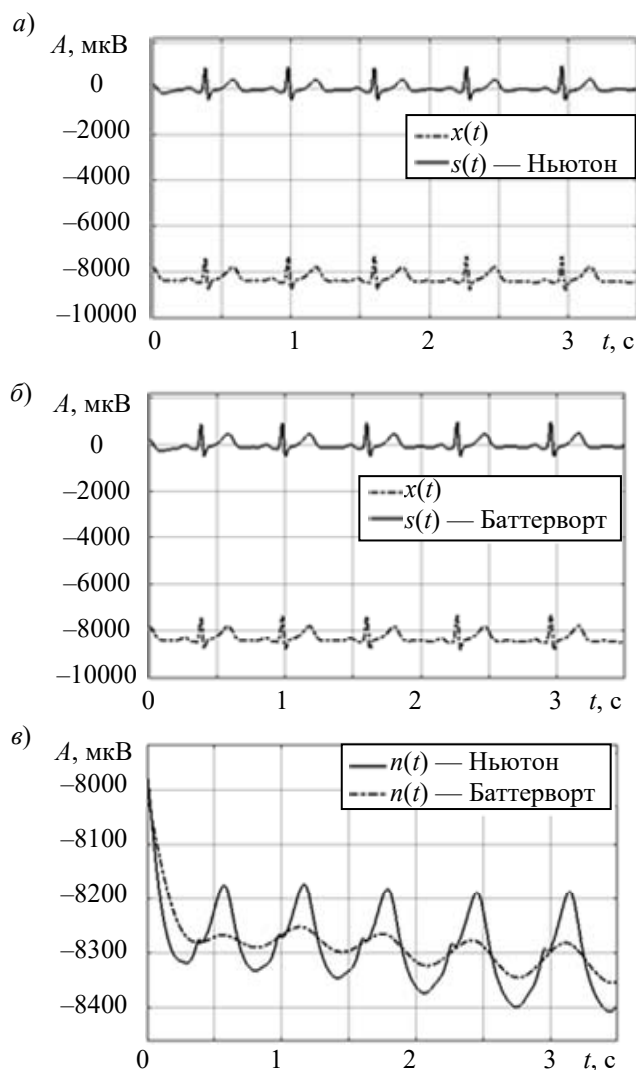


Рис. 1

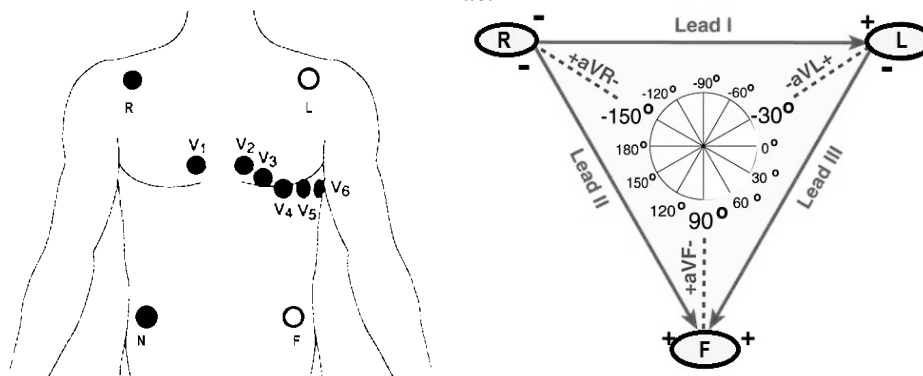


Рис. 2

Таблица 2

№ п/п	Наименование отведения ЭКС	Полиномиальный ФВЧ					
		Ньютона			Баттерворта		
		$\sigma(\hat{S}_i(q))$, мкВ	$\sigma(\hat{n}_i(q))$, мкВ	$K_{о.п}$, дБ	$\sigma(\hat{S}_i(q))$, мкВ	$\sigma(\hat{n}_i(q))$, мкВ	$K_{о.п}$, дБ
1	V1	92,4169	215,0995	-25,0651	97,9446	214,4302	-24,5605
2	V2	376,3571	257,849	-25,6251	433,7556	229,835	-24,3921
3	V3	251,7607	395,3847	-26,7698	310,4357	380,7479	-24,9501
4	V4	226,9625	328,1333	-31,8662	253,5250	321,4906	-30,9048
5	V5	146,0422	449,363	-30,1714	160,9214	447,8953	-29,3287
6	V6	102,0714	617,6934	-24,5611	112,7838	617,2008	-23,6943
7	I	61,4554	149,4823	-39,8212	73,1025	147,7739	-38,3137
8	III	190,0783	69,1473	-31,6338	197,959	64,902	-31,281
9	AVR	99,4906	174,0908	-27,654	113,4959	171,4251	-26,51
10	AVF	184,8353	130,9068	-27,23	195,6155	127,1585	-26,7376
11	II	184,6211	201,6514	-16,7235	200,0316	197,5967	-16,0272
12	AVL	106,923	58,2868	-35,8572	110,7409	57,1279	-35,5524

На основе анализа полученных результатов можно утверждать, что синтезированные полиномиальные ФВЧ, настроенные на частоту среза 1 Гц, позволяют отфильтровать низкочастотную составляющую при минимальных искажениях информативных участков ЭКС (см. рис. 1, а, б) и тем самым выделить низкочастотную помеху (см. рис. 1, в). Вместе с тем анализ количественных результатов показал, что использование ФВЧ на основе полинома Ньютона обеспечивает наименьшее отклонение результатов фильтрации ЭКС, максимальное выделение низкочастотной помехи и ослабление помехи по сравнению с фильтром Баттерворта, что подтверждает эффективность применения полинома Ньютона для обработки ЭКС. Следует отметить, что отрицательное значение коэффициента ослабления помехи обусловлено наименьшим значением амплитуды отфильтрованного ЭКС по отношению к зашумленному (входному) сигналу. Чем меньше значение данного показателя, тем ослабление помехи фильтром лучше и более устойчивым к помехе становится ЭКС.

Важно отметить, что применение полинома Ньютона для обработки ЭКС эффективно не только при высокочастотной фильтрации низкочастотных помех, но и при каскадной режекторной фильтрации широкополосной электрической помехи [12].

Таким образом, основываясь на полученных результатах, целесообразно представить результаты вычисления выборочного коэффициента корреляции между отсчетами низкочастотной помехи в различных отведениях, выделенной с помощью полиномиального фильтра Ньютона высоких частот. В табл. 3 приведены значения выборочного коэффициента корреляции.

Таблица 3

Отведение ЭКС	V1	V2	V3	V4	V5	V6	I	III	AVR	AVF	II	AVL
V1	1	0,63	0,53	0,76	0,69	0,47	-0,71	-0,46	0,70	-0,65	-0,68	-0,63
V2	0,63	1	0,94	0,91	0,89	0,84	-0,76	-0,57	0,76	-0,73	-0,76	-0,63
V3	0,53	0,94	1	0,93	0,95	0,96	-0,85	-0,61	0,85	-0,81	-0,84	-0,73
V4	0,76	0,91	0,93	1	0,98	0,89	-0,89	-0,60	0,89	-0,83	-0,87	-0,79
V5	0,69	0,89	0,95	0,98	1	0,95	-0,92	-0,69	0,92	-0,89	-0,92	-0,77
V6	0,47	0,84	0,96	0,89	0,95	1	-0,90	-0,69	0,91	-0,88	-0,91	-0,75
I	-0,71	-0,76	-0,85	-0,89	-0,92	-0,90	1	0,65	-0,98	0,91	0,96	0,89
III	-0,46	-0,57	-0,61	-0,60	-0,69	-0,69	0,65	1	-0,76	0,90	0,82	0,24
AVR	0,70	0,76	0,85	0,89	0,92	0,91	-0,98	-0,76	1	-0,96	-0,99	-0,81
AVF	-0,65	-0,73	-0,81	-0,83	-0,89	-0,88	0,91	0,90	-0,96	1	0,98	0,64
II	-0,68	-0,76	-0,84	-0,87	-0,92	-0,91	0,96	0,82	-0,99	0,98	1	0,74
AVL	-0,63	-0,63	-0,73	-0,79	-0,77	-0,75	0,89	0,24	-0,81	0,64	0,74	1

Анализируя представленные в таблице результаты, можно отметить, что между отсчетами выделенной низкочастотной помехи существует корреляция $r > 0,7$. Аналогично работе [10], если анализировать корреляционную взаимосвязь двух смежных отведений, а именно V4-V5 и V5-V6, наблюдается корреляция $r > 0,9$. При этом корреляционную взаимосвязь при $r > 0,7$ принято считать высокой корреляцией измерений отсчетов помехи, а при $r > 0,9$ — весьма высокой [19]. Таким образом, отсчеты низкочастотной помехи, полученные из различных отведений в один и тот же момент времени, являются коррелирующими между собой величинами.

Заключение. Предложен метод обработки электрокардиосигналов, основанный на полиномиальной высокочастотной фильтрации Ньютона. Метод позволяет отфильтровать низкочастотные помехи, возникающие при многоканальной регистрации электрокардиосигнала, и выделить отсчеты низкочастотных помех с помощью двунаправленной реализации фильтра высоких частот. Показано, что использование полиномиального фильтра Ньютона может в значительной степени повысить точность обработки при минимальных искажениях информативных параметров ЭКС и выделении низкочастотной помехи.

Между отсчетами выделенной низкочастотной помехи в различных и смежных отведениях ЭКС установлено наличие высокой корреляционной взаимосвязи, что может быть обусловлено использованием нескольких одинаковых измерительных электродов, порождающих низкочастотные помехи, а также расположением электродов, устанавливаемых близко друг к другу при многоканальной регистрации сигнала. Учитывая это, можно заключить, что низкочастотные помехи при многоканальной регистрации в отведениях ЭКС являются коррелированным помеховым процессом.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Makarov L. M., Komolyatova V. N., Pervova E. V., Ryabykina G. V., Soboleva A. V., Tikhonenko V. M., Turov A. N., Shubik Yu. V. National Russian guidelines on application of the methods of Holter monitoring in clinical practice // Russian Journal of Cardiology. 2014. Vol. 106, N 2. P. 6—71.
2. Немирко А. П., Манило Л. А., Калиниченко А. Н. Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. М.: Физматлит, 2017. 242 с.
3. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов / Пер. с англ.; Под ред. А. П. Немирко. М.: Физматлит, 2010. 440 с.
4. Красичков А. С. Методологическое обеспечение автоматизированной системы тревожной сигнализации при развитии ишемии миокарда: Автореф. дис. ... д-ра техн. наук. СПб, 2016. 36 с.
5. Avdeeva D. K., Kazakov V. Y., Natalinova N. M., Ivanov M. L., Yuzhakova M. A., Turushev N. V. The simulation results of the high-pass and low-pass filter effect on the quality of micropotential recordings on the electrocardiogram // European Journal of Physical and Health Education. 2014. Vol. 6, N 1. P. 1—10.
6. Fedotov A. A., Akulova A. S., Akulov S. A. Analysis of the parameters of frequency filtering of an electrocardiograph signal // Measurement Techniques. 2015. Vol. 57, N 11. P. 1320—1325. DOI: 10.1007/s11018-015-0628-z.
7. Fedotov A. A. Selection of parameters of bandpass filtering of the ECG signal for heart rhythm monitoring systems // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50, N 2. P. 114—118. DOI: 10.1007/s10527-016-9600-8.
8. Fedotov A. A., Akulova A. S. A QRS-complex detector of the electrocardiogram signal for the long-term monitoring of the patient's condition // J. of Communications Technology and Electronics. 2017. Vol. 62, N 4. P. 415—420. DOI: 10.1134/S1064226917040064.
9. Altay Y. A., Kremlev A. S., Zimenko K. A., Margun A. A. The effect of filter parameters on the accuracy of ECG signal measurement // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53, N 3. P. 176—180. DOI: 10.1007/s10527-019-09903-2.
10. Григорьев Е. Б., Красичков А. С., Нифонтов Е. М. Оценка статистических характеристик миографической помехи при многоканальной регистрации электрокардиосигнала // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2018. Т. 21, № 6. С. 118—125. DOI: 10.32603/1993-8985-2018-21-6-118-125.

11. *Tompkins W. J.* Biomedical Digital Signal Processing. New Jersey: Upper Saddle River, 2000.
12. *Altay Y. A., Kremlev A. S., Zimenko K. A.* A new ECG signal processing method based on wide-band notch filter // Proc. of IEEE Conf. of Russian Young Researches (EIconRus) St. Petersburg, 2020. P. 1464—1469.
13. *Altay Y. A., Kremlev A. S., Nuralinov O. M., Vlasov S. M., Penskoi A. V., Zimenko K. A., Margun A. A.* Comparative analysis of characteristics of electrodes to estimate accuracy in recording long-term ECG signal parameters // *Cardiometry*. 2019. Vol. 15. P. 63—72. DOI: 10.12710/cardiometry.2019.15.6372.
14. *Paarman L. D.* Design and Analysis of Analog Filters: a Signal Processing Perspective. N. Y.: Kluwer Acad. Publ., 2003.
15. *Kwon O., Jeong J.* Electrocardiogram sampling frequency range acceptable for heart rate variability analysis // *Healthcare Informatics Research*. 2018. Vol. 24, N 3. P. 198—206. DOI: 10.4258/hir.2018.24.3.198.
16. *Калиниченко А. Н., Юрьева О. Д.* Влияние частоты дискретизации ЭКГ на точность вычисления спектральных параметров variability сердечного ритма // *Информационно-управляющие системы*. 2008. Т. 33, № 2. С. 46—49.
17. *Лайонс Р.* Цифровая обработка сигналов / Под ред. А. А. Бритова. М.: Бинум, 2006. 655 с.
18. Howto 12 Lead ECG Signal Measurement [Электронный ресурс]: <<https://www.customed.de/otrs/public.pl?Action=PublicFAQZoom;Subaction=HTMLView;ItemID=28;Field=Field1>>, 30.01.2020.
19. *Салин В. Н., Чурилова Э. Ю.* Практикум по курсу „Статистика“. М.: Перспектива, 2002. 188 с.

Сведения об авторах

- Ельдос Алтайулы Алтай** — аспирант; Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники; E-mail: aeldos@inbox.ru
- Артем Сергеевич Кремлев** — канд. техн. наук, доцент; Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники; E-mail: kremlev_artem@mail.ru
- Константин Александрович Зименко** — канд. техн. наук; Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники; ст. науч. сотрудник; E-mail: konstantin.zimenko@itmo.ru

Поступила в редакцию
11.03.2020 г.

Ссылка для цитирования: *Алтай Е. А., Кремлев А. С., Зименко К. А.* Оценка взаимосвязи низкочастотных помех при многоканальной регистрации электрокардиосигнала // *Изв. вузов. Приборостроение*. 2020. Т. 63, № 7. С. 626—633.

EVALUATION OF LOW-FREQUENCY NOISE RELATIONSHIP IN MULTICHANNEL REGISTRATION OF ECG SIGNAL

Y. A. Altay, A. S. Kremlev, K. A. Zimenko

ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia
E-mail: aeldos@inbox.ru

A method for processing multichannel recording of ECG to isolate low-frequency interference in various leads is presented. The method is based on polynomial Newton filtering of high frequencies. The efficiency of the proposed method is analyzed, and a comparative analysis of its effectiveness relative to the known approaches is carried out based on quantitative indicators. Using the developed method, low-frequency interference was isolated from a noisy multi-channel recording. Based on the selected samples, a high correlation between low-frequency interference in various and adjacent leads of the electrocardiogram is established.

Keywords: ECG signal, low-frequency noise, correlation coefficient, polynomial filtering, Newton polynomial, Butterworth polynomial, multi-channel recording

REFERENCES

1. Makarov L.M., Komolyatova V.N., Pervova E.V., Ryabykina G.V., Soboleva A.V., Tikhonenko V.M., Turov A.N., Shubik Yu.V. *Russian Journal of Cardiology*, 2014, no. 2(106), pp. 6–71.
2. Nemirko A.P., Manilo L.A., Kalinichenko A.N. *Matematicheskiy analiz biomeditsinskikh signalov i dannykh* (Mathematical Analysis of Biomedical Signals and Data), Moscow, 2017, 242 p. (in Russ.)

3. Rangayyan R.M. *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, Wiley-IEEE Press, 2002, 552 p.
4. Krasichkov A.S. *Metodologicheskoye obespecheniye avtomatizirovannoy sistemy trevozhnoy signalizatsii pri razvitii ishemii miokarda* (Methodological Support of an Automated Alarm System in the Development of Myocardial Ischemia), Extended abstract of Doctor's thesis, St. Petersburg, 2016, 36 p. (in Russ.)
5. Avdeeva D.K., Kazakov V.Y., Natalinova N.M., Ivanov M.L., Yuzhakova M.A., Turushev N.V. *European Journal of Physical and Health Education*, 2014, no. 1(6), pp. 1–10.
6. Fedotov A.A., Akulova A.S., Akulov S.A. *Measurement Techniques*, 2015, no. 11(57), pp. 1320–1325. DOI: 10.1007/s11018-015-0628-z.
7. Fedotov A.A. *Biomedical Engineering*, 2016, no. 2(50), pp. 114–118. DOI: 10.1007/s10527-016-9600-8.
8. Fedotov A.A., Akulova A.S. *Journal of Communications Technology and Electronics*, 2017, no. 4(62), pp. 415–420. DOI: 10.1134/S1064226917040064.
9. Altay Y.A., Kremlev A.S., Zimenko K.A., Margun A.A. *Biomedical Engineering*, 2019, no. 3(53), pp. 176–180. DOI: 10.1007/s10527-019-09903-2.
10. Grigor'yev E.B., Krasichkov A.S., Nifontov E.M. *Radio Electronics and Communications Systems*, 2018, no. 6(21), pp. 118–125. DOI: 10.32603/1993-8985-2018-21-6-118-125. (in Russ.)
11. Tompkins W.J. *Biomedical Digital Signal Processing*, New Jersey, Upper Saddle River, 2000.
12. Altay Y.A., Kremlev A.S., Zimenko K.A. *Proc. of EIcon Rus Intern. Conf.*, St. Petersburg, 2020, pp. 1464–1469.
13. Altay Y.A., Kremlev A.S., Nuralinov O.M., Vlasov S.M., Penskoi A.V., Zimenko K.A., Margun A.A. *Cardiometry*, 2019, no. 15, pp. 63–72. DOI: 10.12710/cardiometry.2019.15.6372.
14. Paarman L.D. *Design and Analysis of Analog Filters: a Signal Processing Perspective*, NY, Kluwer Academic Publishers, 2003.
15. Kwon O., Jeong J. *Healthcare Informatics Research*, 2018, no. 3(24), pp. 198–206. DOI: 10.4258/hir.2018.24.3.198.
16. Kalinichenko A.N., Yur'yeva O.D. *Information and Control Systems*, 2008, no. 2(33), pp. 46–49. (in Russ.)
17. Lyons R.G. *Understanding Digital Signal Processing*, Pearson Education, Inc. 2011.
18. *Howto 12 lead ECG signal measurement*, <https://www.customed.de/otrs/public.pl?Action=PublicFAQZoom;Subaction=HTMLView;ItemID=28;Field=Field1>.
19. Salin V.N., Churilova E.Yu. *Praktikum po kursu "Statistika"* (Workshop on the Course "Statistics"), Moscow, 2002, 188 p. (in Russ.)

Data on authors

- | | |
|------------------------------|---|
| Yeldos A. Altay | — Post-Graduate Student; ITMO University, Faculty of Control Systems and Robotics; E-mail: aeldos@inbox.ru |
| Artem S. Kremlev | — PhD, Associate Professor; ITMO University, Faculty of Control Systems and Robotics; E-mail: kremlev_artem@mail.ru |
| Konstantin A. Zimenko | — PhD; ITMO University, Faculty of Control Systems and Robotics; Senior Scientist; E-mail: konstantin.zimenko@itmo.ru |

For citation: Altay Y. A., Kremlev A. S., Zimenko K. A. Evaluation of low-frequency noise relationship in multichannel registration of ECG signal. *Journal of Instrument Engineering*. 2020. Vol. 63, N 7. P. 626–633 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2020-63-7-626-633