

10. Garcia-Rey E., Madero R., Garcia-Cimbreno E. THA revisions using impaction allografting with mesh is durable for medial but not lateral acetabular defects // Clin. Orthop. Relat. Res. 2015. Vol. 473. № 12. PP. 3882-3891.
11. Hourscht C., Abdelnasser M.K., Ahmad S.S., Kraler L., Keel M.J., Siebenrock K.A., Klenke F.M. Reconstruction of AAOS type III and IV acetabular defects with the Ganz reinforcement ring: High failure in pelvic discontinuity // Arch. Orthop. Trauma Surg. 2017. Vol. 137. № 8. PP. 1139-1148.
12. Brüggemann A., Fredlund E., Mallmin H., Hailer N.P. Are porous tantalum cups superior to conventional reinforcement rings? // Acta Orthop. 2017. Vol. 88. № 1. PP. 35-40.
13. Jain S., Grogan R.J., Giannoudis P.V. Options for managing severe acetabular bone loss in revision hip arthroplasty. A systematic review // Hip Int. 2014. Vol. 24. № 2. PP. 109-122.
14. Li H., Qu X., Mao Y., Dai K., Zhu Z. Custom Acetabular Cages Offer Stable Fixation and Improved Hip Scores for Revision THA with Severe Bone Defects // Clin. Orthop. Relat. Res. 2016. Vol. 474. № 3. PP. 731-740.
15. Mao Y., Xu C., Xu J., Li H., Liu F., Yu D., Zhu Z. The use of customized cages in revision total hip arthroplasty for Paprosky type III acetabular bone defects // Int. Orthop. 2015. Vol. 39. № 10. PP. 2023-2030.
16. Berasi C.C. 4th, Berend K.R., Adams J.B., Ruh E.L., Lombardi A.V. Jr. Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? // Clin. Orthop. Relat. Res. 2015. Vol. 473. № 2. PP. 528-535.
17. Baauw M., van Hellemond G.G., Spruit M.A. Custom-made Acetabular Implant for Paprosky Type 3 Defects // Orthopedics. 2017. Vol. 40. № 1. PP. e195-e198.
18. Baauw M., van Hellemond G.G., van Hooff M.L., Spruit M. The accuracy of positioning of a custom-made implant within a large acetabular defect at revision arthroplasty of the hip // Bone Joint J. 2015. Vol. 97-B. № 6. PP. 780-785.
19. Губин А.В., Кузнецов В.П., Борзунов Д.Ю., Корюков А.А., Резник А.В., Чевардин А.Ю. Проблемы и перспективы внедрения в травматологии и ортопедии кастомизированных имплантатов, полученных с использованием аддитивных технологий // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 52-55.
20. Есимова А.А. Применение геодезических куполов в строительстве: преимущество и недостатки // Наука и современность. 2015. № 38. С. 8-11.
21. Романович А.Н. Геодезические купола. Общие сведения. Особенности применения и расчета // Современные инновации. 2016. № 6 (8). С. 22-23.

Олег Константинович Чегуров,
 д-р мед. наук, зав. лабораторией,
 лаборатория реконструктивного
 эндопротезирования и артроскопии,
 Евгений Николаевич Овчинников,
 канд. биол. наук, ученый секретарь,
 Максим Валерьевич Стогов,
 д-р биол. наук, доцент,
 ведущий научный сотрудник,
 лаборатория биохимии,
 Олег Владимирович Колчев,
 канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед,
 Роман Борисович Шутков,
 канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед,
 травматолого-ортопедическое отделение № 16,
 ФГБУ «Российский научный центр
 «Восстановительная травматология и ортопедия»
 им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России,
 г. Курган,
 Наталья Васильевна Городнова,
 д-р экономич. наук, профессор,
 кафедра правового регулирования
 экономической деятельности Высшей школы
 экономики и менеджмента,
 ФГАОУ ВО «УрФУ им. первого
 Президента России Б.Н. Ельцина»,
 г. Екатеринбург,
 e-mail: otu00@list.ru

Е.А. Алтай, А.С. Кремлев, К.А. Зименко, А.А. Маргун

Влияние параметров фильтра на точность измерения электрокардиографического сигнала

Аннотация

Рассматривается задача обработки ЭКГ-сигнала при наличии физиологической и электрической помех, которые вносят ошибки измерения в диагностический сигнал. Предложены рекомендации по выбору оптимальной полосы пропускания полосового фильтра для обработки ЭКГ-сигнала на основе критерия минимизации погрешности измерения, что позволяет повысить точность измерения амплитудно-временных параметров. Эффективность применения полосового фильтра продемонстрирована экспериментальными результатами обработки ЭКГ-сигнала.

Введение

Как известно, для контроля состояния сердечно-сосудистой системы в кардиологии пользуется широкой популярностью метод электрокардиографии. Данный метод основан на неинвазивной регистрации биоэлектрической активности сердца, и, как правило, ее принято называть ЭКГ-сигналами [1]-[3]. Процедура регистрации ЭКГ-сигналов присуща основная проблема, заключающаяся в неизбежном влиянии помех физиологической и электрической природы, которые вносят ошибки измерения в диагностический сигнал. Обычно на практике физиологические помехи низкочастотного дрейфа изолинии возникают при движении электродов на поверхности груд-

ной клетки при дыхании, при плохом контакте «кожа-электрод» и т. д., а электрические помехи в основном формируются от подключенных в сеть внешних приборов, например таких, как хирургические и физиотерапевтические устройства [1]-[4].

Перечисленные типы помех приводят к снижению точности измерения амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала. Повышение точности измерения амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала главным образом зависит от алгоритмов обработки [1]. Как правило, процесс обработки ЭКГ-сигнала содержит следующие стадии: регистрация и усиление ЭКГ-сигнала, цифровая обработка полученного сигнала. При цифровой обработке сигнала осуществляется его фильтрация с целью минимизации погрешности измерения и повышения

точности измерения амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала [1]-[3]. Выбор оптимальной полосы пропускания фильтра обеспечивает наилучшую сепарацию информативных компонент ЭКГ-сигнала от влияющих физиологических и электрических помех. Вместе с тем, для сепарации информативных компонент ЭКГ-сигнала в работе [4] предложено использовать полосовую фильтрацию на основе фильтра Баттерворта 8-го порядка, который синтезирован на полосе пропускания от 8 до 20 Гц. Известно, что чем выше порядок фильтра, тем значительнее искажение, которое он будет вносить в виде собственных реакций на диагностический сигнал. Данный эффект называется «звоном» фильтра и представляет собой высоко-частотные затухающие колебания [2], влияющие на точность интерпретации. Кроме того, частотный диапазон полосового фильтра выбирается исходя из критериев минимизации погрешности измерения R-R интервалов ЭКГ-сигнала. Поскольку ЭКГ-сигнал является многокомпонентным информативным сигналом, минимизация погрешности измерения и повышение точности обнаружения всех компонент ЭКГ-сигнала весьма актуальна.

Целью рассматриваемого исследования является повышение точности измерения амплитудно-временных параметров электрокардиографической информации, полученной в результате автоматизированной обработки ЭКГ-сигнала.

Материалы и методы

Основная задача обработки ЭКГ-сигнала в первую очередь связана с выделением информативных компонент ЭКГ-сигнала на фоне помех, что трактуется в виде формулы (1) [5]. Ставится задача выделения информативного сигнала $S(t)$ путем фильтрации анализируемого сигнала $x(t)$, регистрируемого в дискретные моменты времени $t = t_1, \dots, t_n$, от искажающей помехи $n(t)$:

$$x(t) = F[S(t), n(t)], \quad (1)$$

где F – функционал; $S(t)$ – ЭКГ-сигнал; $n(t)$ – искажающие помехи. Подобная задача имеет решение тогда, когда функция F известна либо имеется предположение о ее виде. Обычно предполагается аддитивное взаимодействие ЭКГ-сигнала и помех

$$x(t) = S(t) + n(t). \quad (2)$$

Для минимизации ошибок измерения предлагается использовать величину абсолютной погрешности измерения Δ амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала при наличии помех. Математическое описание ошибок измерения можно представить в виде нормального процесса с нулевым средним значением и величиной среднеквадратичного отклонения σ . Для того чтобы построить зависимость изменения погрешности измерения параметров ЭКГ-сигнала от частоты среза полосового фильтра, необходимо использовать квантильные характеристики.

При такой характеристике значения погрешности с заданной доверительной вероятностью P находится внутри интервала неопределенности. Известно, что при доверительном интервале вероятности $P = 0,9$ для широкого класса наиболее распространенных законов распределения вероятностей существует однозначное соотношение между величиной абсолютной погрешности и среднеквадратичным отклонением вне зависимости от вида распределения [4]. При вероятности $P = 0,9$ абсолютная погрешность определяется следующим образом [4]:

$$\Delta = 1,6 \cdot \sigma_{S(t)}$$

где Δ – абсолютная погрешность измерения амплитудно-временных параметров сигнала $S(t)$; $\sigma_{S(t)}$ – среднеквадратичное отклонение измеренных параметров от тестового сигнала $S(t)$. При этом среднеквадратичное отклонение измеренных параметров определяется следующим образом:

$$\sigma_{S(t)} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [S'(t) - S(t)]^2}{N}},$$

где $S'(t)$ – измеренное значение параметров тестового ЭКГ-сигнала; $S(t)$ – измеренное значение параметров зашумленного ЭКГ-сигнала после обработки; N – общее количество кардиоциклов в рассматриваемом фрагменте.

Измерения величины абсолютной погрешности амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала осуществляются на основе изменения нижней и верхней границ частоты среза полосового фильтра. При полосовой фильтрации используются фильтры Баттерворта 4-го порядка. Фильтры Баттерворта характеризуется равномерностью и гладкостью амплитудно-частотной характеристики в полосе пропускания, что позволяет их применить для обработки биомедицинских сигналов [2], [4]. Для построения зависимости изменения величины абсолютной погрешности использованы следующие тестовые модельные показатели: при моделировании помех использовали электрическую помеху с характерной частотой 50 Гц [1], [2], частоту дрейфа изолинии 0,1...0,3 Гц [4], частоту дискретизации 128 Гц [2]. Кроме того, для обработки применялся тестовый ЭКГ-сигнал из сертифицированной Международной базы данных Масчусетского технологического института (MIT) [2], [6].

Статистическая зависимость измеренных величин абсолютной погрешности от изменения нижней и верхней частот среза полосового фильтра исследуется на основе методов параметрической статистики при соответствии данных закону нормального распределения. Статистическая обработка полученных результатов проводится с использованием пакета прикладных программ «STATISTICA 10.0» (разработчик «Dell», компания «StatSoft»).

Эффективность фильтра выбранной полосы пропускания исследуется при аналогичных тестовых модельных показателях сигнала и помех, частоте дискретизации, указанных ранее, и оценивается качественными и количественными результатами обработки. Количественная оценка эффективности фильтрации получается на основе входного и выходного соотношений сигнал/шум (SNR) (3) и среднеквадратичной ошибки измерения (MSE) (4) [1], [7]:

$$SNR_{до\ фильтрации} = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{n=1}^N x(n)^2}{\sum_{n=1}^N [s(n) - x(n)]^2} \right];$$

$$SNR_{после\ фильтрации} = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{n=1}^N x(n)^2}{\sum_{n=1}^N [x'(n) - x(n)]^2} \right]; \quad (3)$$

$$MSE_{до\ фильтрации} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [s(n) - x(n)]^2;$$

$$MSE_{после\ фильтрации} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n) - x'(n)]^2, \quad (4)$$

где $x(n)$ – тестовый сигнал; $S(n)$ – зашумленный сигнал; x' – обработанный сигнал.

Экспериментальная часть исследования в рассматриваемой работе проводится с помощью модуля регистратора биоэлектрических сигналов ЭКГ/ЭМГ «BiTronicsLab». Для регистрации ЭКГ-сигнала использованы одноразовые хлорсеребряные электроды, диаметр которых не превышал 1,5 см. Запись и фильтрация ЭКГ-сигнала реализованы в программной среде MATLAB с использованием библиотек «Simulink» и «Signal Processing».

Результаты

Выбор параметров полосового фильтра для обработки ЭКГ-сигналов осуществлялся при изменении нижней и верхней частот среза при наличии физиологической и электрической помех. На *рис. 1* и *2* представлены зависимости изменения

погрешности измерения параметров ЭКГ-сигнала при статистической зависимости изменения нижней (рис. 1) и верхней частот среза полосового фильтра (рис. 2).

Анализ полученной зависимости погрешности измерения амплитудно-временных параметров при изменении нижней и верхней частот среза полосового фильтра показывает, что на частотах 1 и 16 Гц погрешности уменьшаются. Из полученных графиков корреляции видно, что измеренные значения погрешности Δ на частотах 1 и 16 Гц находятся внутри доверительной границы (штриховая линия) при коэффициентах корреляции $r = 0,9712$ (для частоты 1 Гц, рис. 1) и $r = 0,7779$ (для частоты 16 Гц, рис. 2). В теории математической статистики для оценки и интерпретации статистической взаимосвязи приняты следующие нормы: при $r > 0,9$ – весьма высокая корреляция, при $r > 0,7$ – высокая корреляция [8]. Таким образом, следуя полученным результатам анализа данных, для минимизации ошибок измерения всех компонент ЭКГ-сигнала будет целесообразно выбрать полосу пропускания полосового фильтра в диапазоне частот от 1 до 16 Гц.

При помощи компьютерного моделирования получены качественные и количественные результаты обработки на основе полосовой фильтрации, представленные на рис. 3 и в табл. 1.

Основываясь на результатах, приведенных в табл. 1, можно отметить, что в выбранной полосе пропускания полосового фильтра значения установившихся ошибок измерения (MSE) после фильтрации уменьшаются, при этом соотношение сигнал/шум (SNR) повышается. Чем выше значение показателя SNR после фильтрации, тем точнее измеряются амплитудно-временные параметры ЭКГ-сигнала после фильтрации [1].

Таблица 1

Количественные результаты обработки ЭКГ-сигнала

Частотный диапазон фильтра, Гц	До фильтрации		После фильтрации	
	SNR, дБ	MSE, с	SNR, дБ	MSE, с
8...20 [4]	0,54	0,67	4,43	0,102
1...16	0,54	0,67	6,87	0,0075

Таким образом, анализ полученных качественных и количественных результатов фильтрации позволяет отметить, что оптимальная полоса пропускания полосового фильтра для обработки принадлежит диапазону частот от 1 до 16 Гц. При этом повышается точность измерения параметров ЭКГ-сигнала. Отметим, что предлагаемая полоса пропускания фильтра

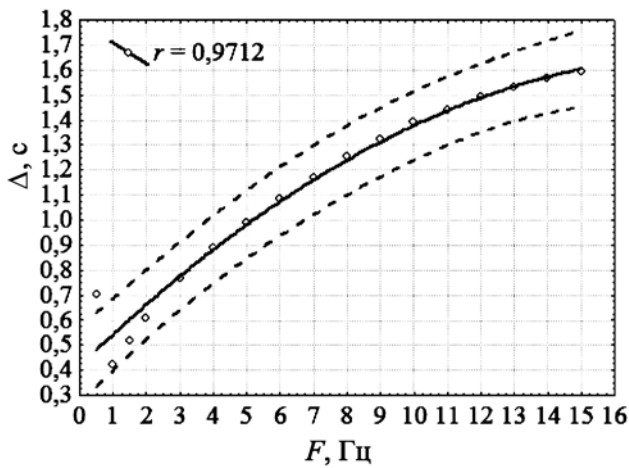


Рис. 1. Результаты погрешности измерения амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала в зависимости от изменения нижней частоты среза полосового фильтра

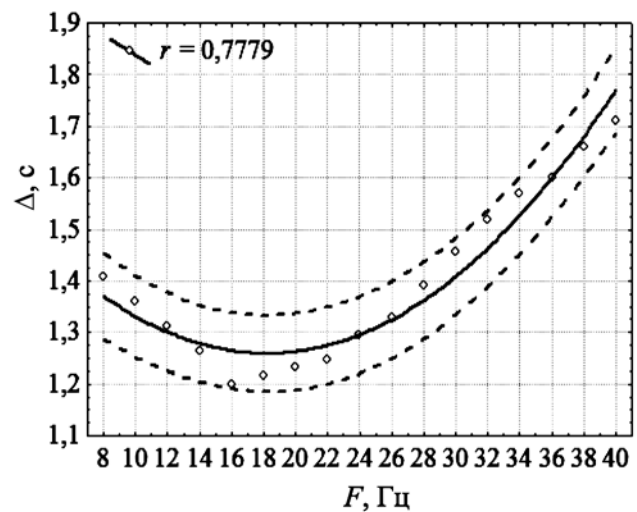


Рис. 2. Результаты погрешности измерения амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала в зависимости от изменения верхней частоты среза полосового фильтра

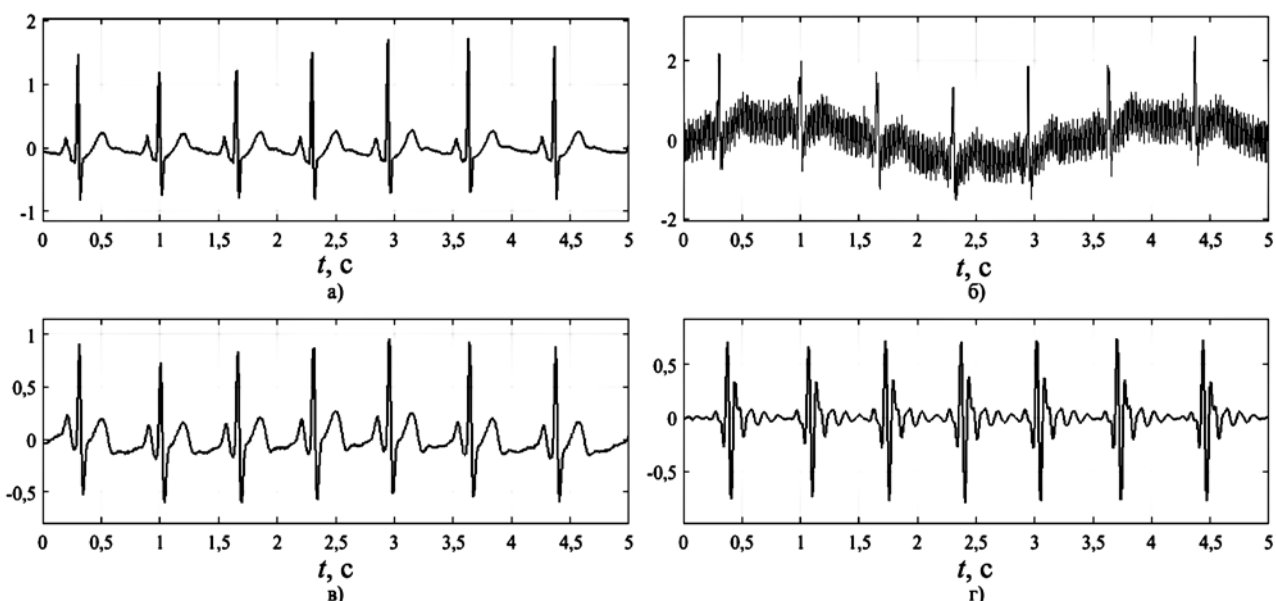


Рис. 3. Качественные результаты обработки ЭКГ-сигнала: а) тестовый ЭКГ-сигнал (из базы MIT); б) зашумленный ЭКГ-сигнал; в) отфильтрованный ЭКГ-сигнал в предложенном диапазоне 1...16 Гц; г) отфильтрованный ЭКГ-сигнал в диапазоне 8...20 Гц [4]

максимально подавляет помехи при минимальных искажениях диагностического сигнала по сравнению с известным решением [4]. Результаты фильтрации показали, что чем выше порядок фильтра и чем уже полоса пропускания, тем значительно искажаются амплитудные и временные параметры ЭКГ-сигнала. Поскольку ЭКГ-сигнал применяется для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, появление отличий от принятой тестовой модели, вносимых процедурами фильтрации, недопустимо.

Кроме того, для обоснования практической значимости рекомендуемой полосы пропускания для обработки ЭКГ-сигнала проведено экспериментальное исследование с помощью модуля регистратора биоэлектрических сигналов ЭКГ/ЭМГ «BiTronicsLab». На рис. 4 представлен результат экспериментального исследования, который зарегистрирован на первом стандартном отведении от конечности по методике Эйндровена [1].

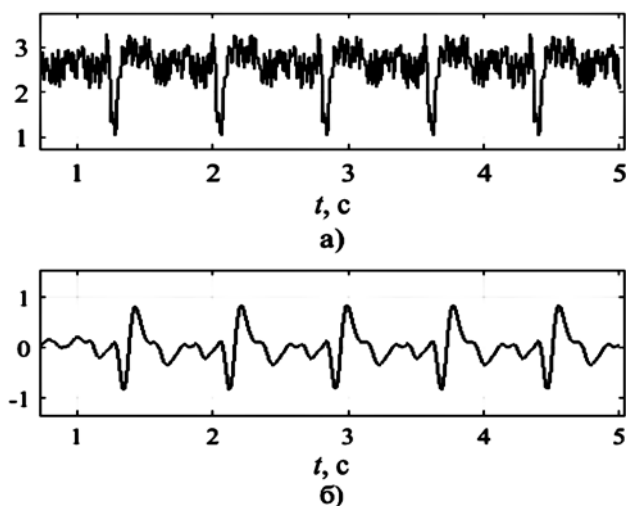


Рис. 4. Полосовая фильтрация ЭКГ-сигнала:
а) зарегистрированный сигнал I отведения от конечности;
б) отфильтрованный сигнал после полосовой фильтрации

На основании представленного рис. 4 можно отметить, что результаты обработки ЭКГ-сигнала, полученные с помощью выбранной полосы пропускания полосового фильтра, подтверждают обнаружение информативных компонент на выбранном диапазоне. Также отметим, что данный подход позволяет обнаружить информативные компоненты не только тестового сигнала при наличии помех (представленные в предыдущем разделе данной статьи), но и экспериментально зарегистрированного зашумленного (реального) ЭКГ-сигнала.

Заключение

В рассматриваемой работе предложен подход для обработки ЭКГ-сигнала при наличии помех. Данный подход реализован на основе критерия минимизации погрешности измерения амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала в зависимости от изменения нижней и верхней частот среза полосового фильтра. Проведенный анализ количественных результатов погрешности измерения показал, что оптимальная полоса пропускания принадлежит диапазону от 1 до 16 Гц для полосового фильтра Баттерворта 4-го порядка. Количественные результаты обработки тестовой формы ЭКГ-сигнала в выбранном диапазоне продемонстрировали минимизацию ошибок изме-

рения и повышение точности обнаружения информативных компонент сигнала при сравнении с известным решением. Вместе с тем, качественные результаты обработки подтверждают сходство отфильтрованной формы ЭКГ-сигнала с тестовой формой. Проведенные исследования показали, что чем выше порядок фильтра Баттерворта и чем уже полоса пропускания, тем значительней искажается форма ЭКГ-сигнала по сравнению с тестовой формой.

Для подтверждения практической значимости предложенного подхода в рассматриваемой работе представлен результат экспериментального исследования обработки одного зарегистрированного ЭКГ-сигнала из стандартного отведения от конечности. В результате исследования установлено, что выбранная полоса пропускания позволяет обнаружить информативные компоненты ЭКГ-сигнала в реальном времени.

Работа выполнена при государственной поддержке ведущих университетов Российской Федерации (субсидия 08-08) и государственной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (14.Z50.31.0031).

Список литературы:

1. Gupta R., Mitra M., Bera J. ECG acquisition and automated remote processing. – India: Springer, 2014. P. 131.
2. Немирко А.П., Манило Л.А., Калинин А.Н. Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. – М.: Физматлит, 2017. 242 с.
3. Berkaya S.K., Uysal A.K., Sora G.E., Ergin S. A survey on ECG analysis // Biomedical Signal Processing and Control. 2018. Vol. 43. № 4. PP. 216-235.
4. Федотов А.А. Выбор параметров полосовой фильтрации ЭКГ-сигнала в системах мониторинга сердечного ритма // Медицинская техника. 2016. № 2 (50). С. 29-32.
5. Кривоногов Л.Ю. Метод и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов на основе эмпирической модовой декомпозиции // Известия Южного федерального университета. Технические науки. 2014. Т. 159. № 10. С. 104-114.
6. Lin T., Tian S. An ECG signal processing system based on MATLAB and MIT-BIH // Lecture Notes in Electrical Engineering. 2012. Vol. 125. № 2. PP. 787-792.
7. Han G., Xu Z. Electrocardiogram signal denoising based on a new improved wavelet thresholding // Review of Scientific Instruments. 2016. Vol. 87. № 8. PP. 084303:1-6.
8. Салин В.Н., Чурилова Э.Ю. Практикум по курсу «Статистика». – М.: Перспектива, 2002. 188 с.

Ельдос Алтайулы Алтай,
аспирант,
Артём Сергеевич Кремлев,
канд. техн. наук, доцент,
Константин Александрович Зименко,
аспирант,
Алексей Анатольевич Маргун,
канд. техн. наук, инженер,
кафедра систем управления и информатики,
Санкт-Петербургский национальный
исследовательский университет информационных
технологий, механики и оптики,
г. С.-Петербург,
e-mail: aeldos@inbox.ru