

УДК 615.84

## ИССЛЕДОВАНИЕ СФИГМОГРАФИЧЕСКОГО ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

© 2015 А. А. Федотов, А. С. Акулова

Самарский государственный аэрокосмический университет  
имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет)

В статье предложена структурная схема измерительного преобразователя пульсовой волны, реализованного с использованием метода компрессионной сфигмографии. На основе проведённых исследований экспериментального образца предлагаемого измерительного преобразователя с участием 45 добровольцев была определена оптимальная величина нагнетаемого в компрессионную манжету давления, лежащая в диапазоне 80-120 мм рт.ст., и динамический диапазон амплитуды регистрируемого сигнала пульсовой волны, составивший 20 дБ. Проведено математическое моделирование сигналов пульсовой волны и дыхательной помехи, на основе которого произведён выбор оптимальных параметров цифрового фильтра верхних частот и определена величина частоты среза аналогового фильтра верхних частот. В ходе метрологических исследований разработанного измерительного преобразователя определена величина инструментальной погрешности измерения амплитудно-временных характеристик пульсовой волны, величина которой не превышает 1,5% – для измерения длительности межпульсовых интервалов и 2,3% – для измерения амплитуды.

*Сфигмография, погрешность, измерительный преобразователь, пульсовая волна.*

doi: 10.18287/2412-7329-2015-14-4-192-199

### Введение

Регистрация и обработка сигнала пульсовой волны находит широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, артериального давления крови и исследования гемодинамических процессов в артериальном русле человека [1, 2].

Существующие методы регистрации пульсовой волны можно разделить на сфигмографические и плетизмографические. Плетизмографические системы осуществляют регистрацию и обработку сигнала изменения пульсового кровенаполнения участка тела или сосуда. Сфигмографические измерительные средства обеспечивают преобразование механических колебаний стенки артерии в выходной информационный сигнал [3]. Методы сфигмографии широко используются в приборах автоматического измерения артериального давления крови, системах артериографии. Различают два основных варианта реализации сфигмографического метода: аппланационная сфигмография и

компрессионная (объёмная) сфигмография [4].

Реализация метода аппланационной сфигмографии заключается в частичном сдавливании поверхностно залегающей артерии с одновременной регистрацией при помощи пьезорезистивного датчика давления пульсовой волны. Недостатки метода аппланационной сфигмографии заключаются в сложности позиционирования датчика над местом проекции артерии и в необходимости дозирования усилий по сдавливанию артерии.

Наиболее распространенным и клинически эффективным методом регистрации пульсовой волны является компрессионная сфигмография, основанная на использовании пневматической манжеты в качестве воспринимающего элемента изменений колебаний артериального сосуда [4]. Реализация данного метода заключается в наложении на сегмент конечности пневматической манжеты, связанной с измерительным преобразователем (ИП) пульсовой волны. В пневмосистему закачивается воздух, что вызывает постепен-

ное повышение давления в манжете, при этом датчик давления регистрирует колебания артерии. Взаимодействие давлений в артериальном сосуде и в манжете приводит к формированию компрессионной осциллограммы.

Данная статья посвящена практическим вопросам разработки структуры и анализу основных параметров сфигмографического ИП пульсовой волны.

## 1. Материалы и методы

Основным элементом сфигмографического ИП пульсовой волны является датчик давления, который под воздействием измеряемой артериальной пульсации крови формирует на выходе эквивалентный сигнал, как правило, электрической природы, являющийся функцией измеряемого биосигнала пульсовой волны.

На рис. 1 представлен предлагаемый вариант структурного построения сфиг-

мографического ИП: Д – датчик давления; ИУ – инструментальный усилитель; УПН1 – усилитель переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; УБ – устройство бланкирования; УПН2 – регулируемый усилитель переменного напряжения; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер; ПК – персональный компьютер.

Характеристики входных каскадов ИП в значительной степени определяются амплитудой помех и шумов, искажающих полезный сигнал, поэтому к элементной базе первичного аналогового тракта предъявляются жесткие требования: высокое входное сопротивление измерительных усилителей, большой коэффициент ослабления синфазных помех, малый уровень шумов, линейность характеристик в большом динамическом диапазоне изменения входных сигналов.

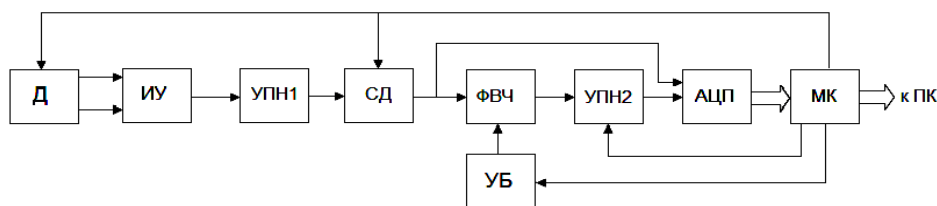


Рис. 1. Структурная схема сфигмографического ИП пульсовой волны

Схема включения датчика давления представляет собой мостовую схему Уитстона, для питания которой используется последовательность высокочастотных прямоугольных импульсов, формируемых микроконтроллером. Использование переменного тока для питания схемы включения датчика давления способствует уменьшению фоновых шумов и улучшению соотношения сигнал/шум. Дифференциальный сигнал мостовой схемы регистрируется и усиливается с помощью ИУ.

Выходной сигнал ИУ представляет собой квазипостоянный сигнал напряжения с незначительными пульсациями давления и содержит информацию об уровне давления в пневматической манжете. Напряжение с выхода ИУ поступает на

УПН1 для дополнительного усиления сигнала перед поступлением на вход синхронного детектора. Усиленный импульсный сигнал с выхода УПН1 поступает на СД, где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу пульсовой волны. Синхронный детектор состоит из последовательно соединённого умножителя и ФНЧ. На входы умножителя поступают амплитудно-импульсный модулированный сигнал и сигнал опорной последовательности прямоугольных импульсов; ФНЧ выделяет огибающую сигнала.

Сигнал с выхода СД поступает на первый канал АЦП для контроля уровня давления в манжете со стороны МК и на вход ФВЧ, который предназначен для выделения переменного сигнала

пульсовой волны на фоне постоянного сигнала высокого уровня. В силу высокой инерционности ФВЧ усилитель УПН2 может находиться в состоянии насыщения в течение относительно длительного интервала времени, что приведёт к заметным искажениям биосигнала. Для сокращения переходных процессов вводится УБ, представляющее собой аналоговый коммутатор, управляемый сигналами с микроконтроллера. При насыщении выхода УПН2 микроконтроллер будет переключать в открытое состояние коммутатор. В силу того, что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в пассивном RC-фильтре, то будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Переменный сигнал напряжения с выхода ФВЧ поступает на регулируемый УПН2, который обеспечивает дополнительное усиление сигнала и согласование динамического диапазона аналогового тракта регистрации сигнала с динамическим диапазоном АЦП. Сигнал с выхода УПН2 подается на второй канал АЦП и далее поступает на микроконтроллер. После преобразования в цифровую форму микроконтроллер по заданным алгоритмам осуществляет цифровую фильтрацию и обработку зарегистрированного биосигнала.

Центральным элементом ИП является микроконтроллер, выполняющий одновременно функции формирования импульсов питания мостовой схемы включения датчика давления, автоматической регулировки усиления сигнала, аналого-цифрового преобразования сигналов, первичной цифровой обработки и передачи оцифрованных отсчётов биосигнала в персональный компьютер.

Уровень давления, создаваемого в пневматической манжете, определяет величину амплитуды выходного сигнала. Известно, что при величине давления в манжете, равного среднему артериальному давлению человека, амплитуда артери-

альной пульсации крови достигает своего максимума [4]. В силу индивидуальных особенностей сосудистого тонуса человека величина амплитуды пульсовой волны подвержена внутригрупповой вариабельности.

Для определения достаточной с точки зрения соотношения сигнал/шум величины создаваемого в манжете давления необходимо провести исследование изменения этого соотношения на выходе первичного ИП от величины давления в манжете для выборки людей разного возраста, пола и состояния артериальных сосудов. С этой целью был спроектирован испытательный стенд, содержащий пьезорезистивный датчик давления, мостовую схему включения, источник питания и ИУ. В измерении приняло участие 45 человек (28 мужчин и 17 женщин) в возрасте от 15 до 70 лет с различными анатомическими особенностями строения верхних конечностей.

## 2. Результаты

ИУ реализован на основе прецизионного усилителя AD623 с малым уровнем шумов (величина входного тока смещения не превышает 75 пКА, максимальное входное напряжение смещения не более 50 мкВ). В качестве первичного преобразователя использовался кремниевый пьезорезистивный датчик в интегральном исполнении MPX2053 Freescale Semiconductor, обладающий высокой чувствительностью, хорошей линейностью при измерении давлений от 0 до 300 мм рт.ст. и практически линейной частотной характеристикой в диапазоне от 0 до 200 Гц. Уровень шумов регистрировался на выходе ИУ при нулевом давлении в манжете с помощью прецизионного компьютерного осциллографа по методике peak-to-peak.

На рис. 2 приведена зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум  $K_{s/n}$  от величины создаваемого в манжете давления  $P$ . Для каждого значения нагнетаемого давления в манжете определялась выборка значений коэффициентов отношения сигнал/шум.

Анализ зависимостей показал, что коэффициент отношения сигнал/шум увеличивается с ростом давления. При достижении величины давления в манжете выше среднего артериального давления наблюдается уменьшение амплитуды пульсовой волны и, следовательно, уменьшение коэффициента отношения сигнал/шум. Если ограничить величину коэффициента отношения на уровне не менее 20 дБ, то величина нагнетаемого давления в манжете должна находиться в диапазоне 80 – 120 мм рт.ст.

Вариабельность амплитуды пульсовой волны предъявляет определённые требования к построению аналогового тракта ИП и обуславливает необходимость использования усилителей с автоматической регулировкой усиления, имеющих высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне. Проведённые исследования показали, что динамический диапазон изменения амплитуды при сфигмографической регистрации пульсовой волны не превышает 20 дБ.

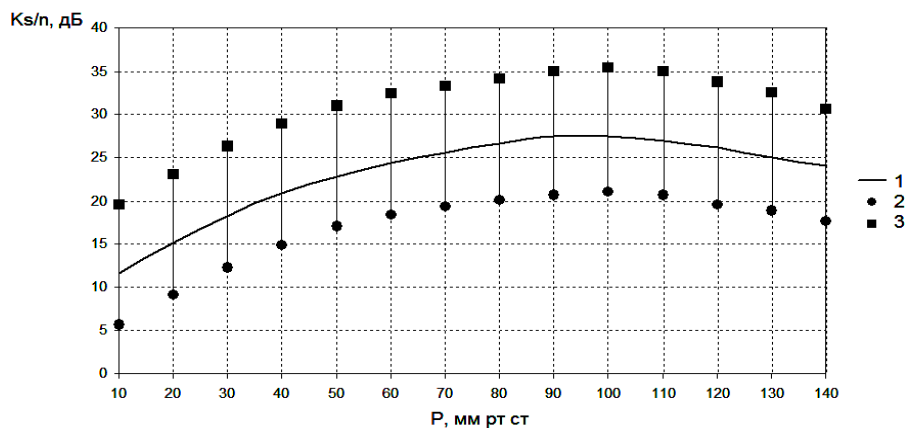


Рис. 2. Зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум  $K_{s/n}$  от величины давления в пневматической манжете  $P$  (1 – медиана; 2 – 10-й перцентиль; 3 – 90-й перцентиль)

Фильтр верхних частот предназначен для выделения переменного сигнала пульсовой волны на фоне постоянного сигнала высокого уровня. Использование ФВЧ позволяет также и ослабить влияние помех дыхательной природы, искажающих изолинию сигнала. Интенсивное и глубокое дыхание человека при регистрации пульсовой волны может вызвать сильное увеличение амплитуды сигнала и привести к насыщению усилительных каскадов. ФВЧ должен ослаблять влияние дрейфа изолинии, но при этом не должно происходить искажения биосигнала.

Для определения оптимальных параметров фильтрации пульсовой волны применялись модельные сигналы, полученные в результате математического моделирования гемодинамических процессов распространения пульсаций давления по артериальному руслу [5]. Для описания

сигнала помехи использовался гармонический сигнал, частота которого соответствует диапазону физиологической адекватности интенсивности дыхания человека. Для количественной оценки соответствия модельного сигнала после этапов высокочастотной фильтрации определялся коэффициент искажения:

$$\delta = \frac{\sum_{i=1}^N [U_f(i) - U(i)]^2}{\sum_{i=1}^N U^2(i)},$$

где  $i$  – номер отсчёта;  $N$  – количество отсчётов в рассматриваемых фрагментах сигнала;  $U_f(i)$  – отсчёт модельного сигнала после этапов фильтрации;  $U(i)$  – отсчёт модельного сигнала до фильтрации.

На рис. 3 приведены зависимости изменения коэффициента искажения  $\delta$  и относительной амплитуды помехи  $B_m$  в зависимости от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания человека  $f_{br}$ .

Анализ полученных данных показывает, что увеличение частоты среза ФВЧ приводит к увеличению коэффициента искажения биосигнала и уменьшению относительной амплитуды помехи. Если ограничить требования к величине коэффициента искажения сигнала на уровне 0,1, то требуемая частота среза ФВЧ не должна превышать 0,2 Гц. Однако данное значение частоты среза не обеспечивает достаточного подавления помехи, что обуславливает необходимость дополни-

тельной обработки на основе методов цифровой частотной фильтрации.

Для дальнейшего подавления низкочастотных помех пульсовой волны могут применяться цифровые фильтры верхних частот Баттерворта высокого порядка, к преимуществам которых относится плоская частотная характеристика в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности. Ключевым недостатком фильтров Баттерворта является нелинейность их фазовой характеристики, для устранения которой необходимо выходной сигнал фильтра повторно пропустить через фильтр, но в обратной последовательности следования отсчётов сигнала, при этом порядок фильтра удваивается [6].

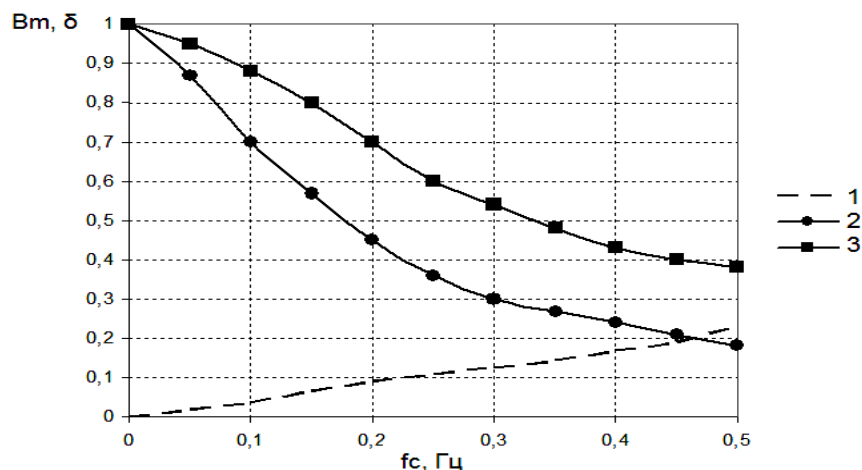


Рис. 3. Зависимости изменения коэффициента искажения пульсовой волны (1) и относительной амплитуды помехи от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания (2 – частота  $f_{br}=0,1$  Гц; 3 – частота  $f_{br}=0,2$  Гц)

Выбор оптимальной частоты среза фильтра верхних частот осуществлялся по критерию максимизации отношения сигнал/помеха на выходе фильтра. Для количественной оценки уровня фильтрации сигнала использовался коэффициент фильтрации:

$$k_{\phi} = \frac{A'}{A},$$

где  $A'$  – амплитуда сигнала или помехи на выходе фильтра;  $A$  – амплитуда сигнала или помехи на входе фильтра.

На рис. 4 приведены зависимости изменения коэффициента фильтрации

сигнала и помехи от величины частоты среза цифрового ФВЧ при различных значениях порядка фильтра  $M$ .

В качестве оптимальной величины частоты среза цифрового фильтра было выбрано значение 0,5 Гц, поскольку при данной частоте среза наблюдается значительное ослабление присутствующих помех (для фильтра 8-го порядка не менее 30 дБ ослабления дыхательных помех и незначительное ослабление биосигнала – не более 2 дБ).

Инструментальные погрешности разработанного ИП определялись в ре-

зультате его поверки прецизионным генератором биосигналов серии «Диатест-4», имеющим относительную погрешность

установки эталонных амплитуд и длительностей тестируемого сигнала не более 0,5%.

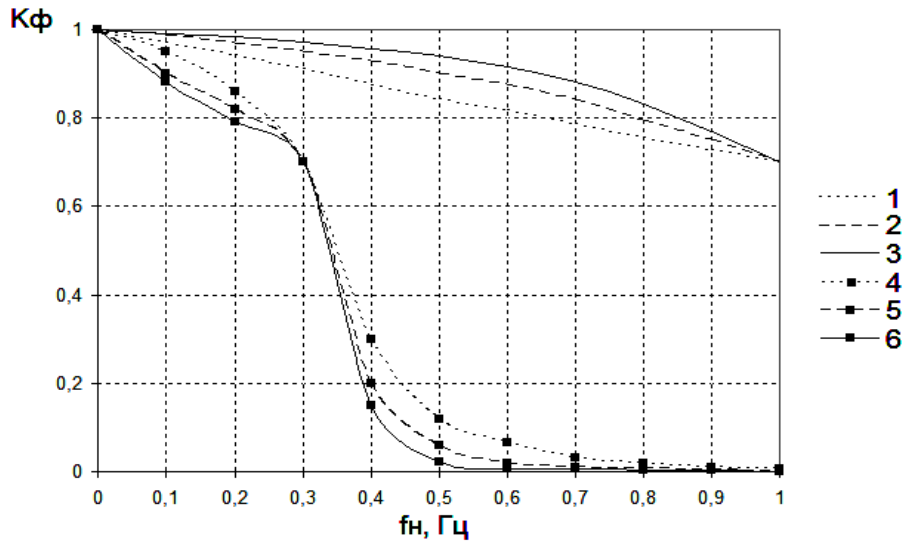


Рис. 4. Зависимость изменения коэффициента фильтрации от частоты среза ФВЧ:  
1, 2, 3 – коэффициент фильтрации сигнала при M=4, 8, 12 соответственно;  
4, 5, 6 – коэффициент фильтрации помехи при M=4, 8, 12 соответственно

Погрешность ИП определялась путём формирования с помощью генератора «Диатест-4» эталонного сигнала пульсовой волны, имеющего одинаковые и постоянные значения амплитуды и длительности межпульсовых интервалов. Детектирование характерных точек биосигнала осуществлялось программным способом на основе применения обнаружителя, характеризующегося малой методической погрешностью измерения амплитудно-временных параметров сигнала [7].

Погрешность измерения параметров эталонного сигнала определялась на основе квантильных оценок при доверительной вероятности P=0,9 [8]. В этом случае абсолютная погрешность измерения определялась как  $\Delta_U = 1,6 \cdot \sigma_U$ . Здесь:  $\sigma_U$  – среднеквадратичное отклонение измеренных значений параметров биосигнала от эталонных значений:

$$\sigma_u = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_{изм}(i) - X_{эм})^2}{N}},$$

где  $X_{эм}$  – эталонное значение параметра биосигнала,  $X_{изм}(i)$  – измеренное значение

параметра, N – общее количество проведённых измерений.

В результате исследования метрологических характеристик разработанного сфигмографического ИП пульсовой волны были получены следующие данные: относительная погрешность измерения длительности межпульсовых интервалов не превышает 1,5%; относительная погрешность измерения амплитуды биосигнала не превышает 2,3%.

### Заключение

Предложено структурное построение измерительного преобразователя пульсовой волны на основе метода компрессионной сфигмографии, отличающегося оригинальными схемотехническими решениями, обеспечивающими высокую эффективность регистрации сигнала пульсовой волны. На основе методов математического моделирования определена оптимальная частота среза цифрового фильтра верхних частот, обеспечивающего высокую степень затухания присутствующих помех при незначительном искажении регистрируемого сигнала пульсовой волны. Проведённые метрологические ис-

следования разработанного сфигмографического измерительного преобразователя пульсовой волны продемонстрировали малые значения инструментальной по-

грешности измерения амплитудно-временных параметров регистрируемого биосигнала.

### Библиографический список

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. V. 28, Iss. 3. P. 1-39. doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/r01

2. Webster J.G. Medical instrumentation. Application and design. John Wiley & Sons, 2009. 675 p.

3. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013. 250 с.

4. Мажбич Б.И. Осцилловольтметрия артериальных сосудов конечностей. Новосибирск: Наука, 1990. 145 с.

5. Калакутский Л.И., Федотов А.А. Диагностика дисфункции сосудистого эн-

дотелия методом контурного анализа пульсовой волны // *Известия Южного федерального университета. Технические науки*. 2009. № 9. С. 93-98.

6. Федотов А.А. Амплитудно-временной метод детектирования характерных точек сигнала пульсовой волны // *Медицинская техника*. 2012. № 6. С. 22-28.

7. Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. Л.: Энергоатомиздат, 1991. 304 с.

8. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: Физматлит, 2007. 440 с.

### Информация об авторах

**Федотов Александр Александрович**, кандидат технических наук, доцент кафедры лазерных и биотехнических систем, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: [fedoaleks@yandex.ru](mailto:fedoaleks@yandex.ru). Область научных интересов: моделирование биотехнических систем, цифровая обработка биосиг-

налов, измерительные преобразователи биологической информации.

**Акулова Анна Сергеевна**, аспирант, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: [akulova.as@mail.ru](mailto:akulova.as@mail.ru). Область научных интересов: моделирование биотехнических систем, исследование биоэлектрической активности сердца.

## RESEARCH OF A PULSE WAVE SPHYGMOGRAPHIC TRANSDUCER

© 2015 A. A. Fedotov, A. S. Akulova

Samara State Aerospace University, Samara, Russian Federation

The article discusses the structure of a pulse wave measuring transducer based on compression sphygmography. Practical examinations of an experimental model of the proposed measuring transducer have been carried out, involving 45 volunteers. The optimal value of the pressure injected in the compression cuff in the range of 80 – 120 mmHg and the dynamic range of pulse wave amplitude of 20 dB have been specified. Mathematical models of pulse wave signals and respiratory interference are used to determine the optimal parameters of the high-pass digital filter and the cut-off frequency of the high-pass analog filter. In the course of metrological research of the developed transducer the instrumental error in measuring amplitude-time characteristics of the

pulse wave has been specified. It does not exceed 1.5% for the measurement of interpulse intervals' duration and 2.3% for the measurement of the amplitude.

*Sphygmography, inaccuracy, measuring transducer, pulse wave.*

## References

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007. V. 28, Iss. 3. P. 1–39. doi: 10.1088/0967-3334/28/3/r01
2. Webster J.G. Medical instrumentation. Application and design. John Wiley & Sons, 2009. 675 p.
3. Fedotov A.A., Akulov S.A. *Izmeritelnye preobrazovateli biomedicinskih signalov sistem klinicheskogo monitoringa* [Transducers of biomedical signals of bio-feedback systems]. Moscow: Radio i svyaz' Publ., 2013. 250 p.
4. Mazhbich B.I. *Oscillovazometriya arterial'nyh sosudov konechnostey* [Oscillogometry of arterial vessels of limbs]. Novosibirsk: Nauka Publ., 1990. 145 p.
5. Kalakutskiy L.I., Fedotov A.A. Diagnostics of endothelium dysfunction by contour analysis of pulse wave. *Izvestiya SFedU. Engineering Sciences*. 2009. No. 9. P. 93-98. (In Russ.)
6. Fedotov A.A. Amplitude–Time Method for Detecting Characteristic Pulse Wave Points. *Biomedical Engineering*. 2013. V. 46, Iss. 6. P. 241-245. doi: 10.1007/s10527-013-9315-z
7. Novitskiy P.V., Zograf I.A. *Otsenka pogreshnostey rezul'tatov izmereniy* [Estimation of the accuracy of measurement results]. Leningrad: Energoatomizdat Publ., 1991. 304 p.
8. Rangayyan R.M. *Analiz biomeditsinskikh signalov. Prakticheskiy podkhod* [Biomedical signal analysis. A case-study approach]. Moscow: Fizmatlit Publ., 2007. 440 p.

## About the authors

**Fedotov Aleksandr Aleksandrovich**, Candidate of Science (Engineering), Assistant Professor of the Department of Laser Systems and Biomedical Engineering, Samara State Aerospace University, Samara, Russian Federation. E-mail: [fedo-aleks@yandex.ru](mailto:fedo-aleks@yandex.ru). Area of Research: modeling of biomedical engineering systems, digi-

tal processing of biosignals, transducers of biological information.

**Akulova Anna Sergeevna**, postgraduate student, Samara State Aerospace University, Samara, Russian Federation. E-mail: [akulova\\_as@mail.ru](mailto:akulova_as@mail.ru). Area of Research: modeling of bioengineering systems, cardiac electrical activity.