

УДК 57.087+615.84

РЕАЛИЗАЦИЯ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ В ИЗМЕРИТЕЛЬНОМ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕ СИГНАЛА АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ

© 2014 А. А. Федотов, С. А. Акулов

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

В статье рассматривается методика аппаратно-программной фильтрации, реализуемая в измерительном преобразователе сигнала артериальной пульсации крови. В результате проведенных исследований была определена оптимальная полоса пропускания цифрового полосового фильтра, а также оптимальная частота среза аппаратного фильтра верхних частот. Проведены исследования метрологических характеристик разрабатываемого фотометрического измерительного преобразователя сигнала артериальной пульсации крови, определена величина инструментальной погрешности измерения амплитудно-временных характеристик регистрируемого биосигнала артериальной пульсации крови.

Частотная фильтрация, измерительный преобразователь, артериальная пульсация крови, инструментальная погрешность.

Мониторинг и обработка биосигнала артериальной пульсации крови находит широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [1, 2].

Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью плетизмографических или сфигмографических датчиков сопровождается наличием помех физической и физиологической природы. Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых главным образом электрической сетью питания [1]. Помехи физиологического происхождения можно разделить на две группы: артефакты, обусловленные движениями пациента, и помехи, создаваемые дыханием пациента. Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала [2].

Первичная обработка биосигнала артериальной пульсации включает в себя

различные этапы частотной фильтрации для устранения шумов и помех, реализуемой аппаратным или программным способом. В основе принципа линейной частотной фильтрации лежит различие в спектральных характеристиках сигнала артериальной пульсации крови и различного вида помех.

Измерительные преобразователи сигнала артериальной пульсации крови и построенные на их основе системы регистрации содержат аппаратные блоки частотной фильтрации. В частности, для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянного сигнала высокого уровня используются фильтры верхних частот (ФВЧ). Использование ФВЧ также позволяет ослабить влияние помех дыхательной природы, искажающих изолинию сигнала. Интенсивное и глубокое дыхание человека при регистрации сигнала артериальной пульсации крови может вызвать сильное увеличение амплитуды сигнала и привести к насыщению усилительных каскадов. ФВЧ должен ослаблять влияние дрейфа изолинии сигнала, но при этом не должно происходить искажение формы сигнала артериальной пульсации крови.

Выбор значения частоты среза ФВЧ, выделяющего сигнал артериальной пульсации крови, представляет собой важную задачу: при неправильном значении частоты среза ФВЧ могут возникнуть искажения в сигнале артериальной пульсации крови, что в свою очередь приведёт к погрешностям в определении амплитудно-временных характеристик биосигнала [3].

Для количественной оценки соответствия сигнала артериальной пульсации крови до и после прохождения ФВЧ определялся коэффициент искажения сигнала артериальной пульсации крови δ :

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

где i – номер отсчёта, N – количество отсчётов в рассматриваемых фрагментах сигнала, $U_f(i)$ – отсчёт модельного сигнала артериальной пульсации крови после фильтрации, $U(i)$ – отсчёт модельного сигнала артериальной пульсации крови до фильтрации.

В качестве модельных сигналов будем использовать зависимости, полученные на основе рассмотрения математической модели гемодинами-

ческих процессов распространения пульсовых волн по артериальному руслу [4]. Модельный сигнал помехи представляет собой гармонический сигнал, частота которого находится в диапазоне физиологической адекватности частот дыхания человека, амплитуда сигнала помехи определяет интенсивность влияния дыхания человека на дрейф изолинии биосигнала артериальной пульсации крови.

Для выбора оптимального значения частоты среза необходимо получить зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови и амплитуды помехи от частоты среза ФВЧ. В качестве ФВЧ в канале регистрации сигнала артериальной пульсации крови наиболее часто используется пассивная RC-цепочка, номиналы ёмкости и сопротивления которой определяют величину частоты среза.

На рис. 1 приведены зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови после фильтрации (δ) и относительной амплитуды сигнала помехи (B_m), обусловленной дыханием, в зависимости от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания человека (f_{br}).

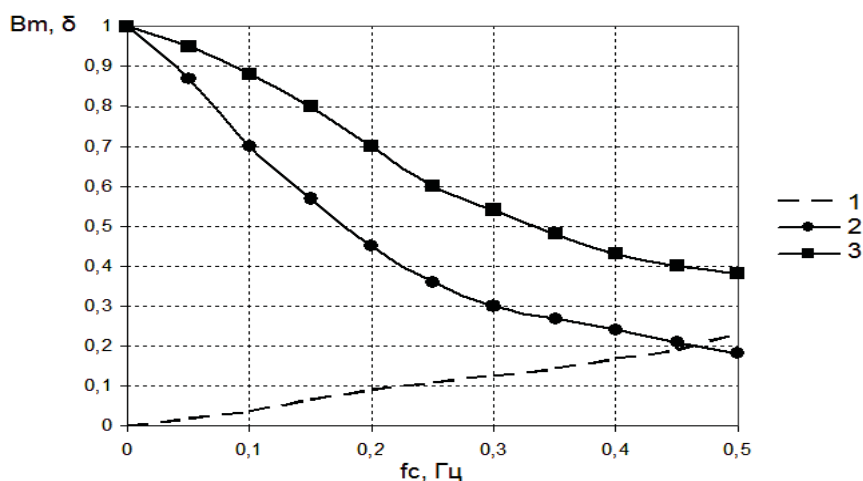


Рис. 1. Зависимости изменения коэффициента искажения сигнала (1) и относительной амплитуды сигнала помехи от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания (2 – частота $f_{br}=0,1$ Гц, 3 – частота $f_{br}=0,2$ Гц)

Анализ полученных данных показывает, что увеличение частоты среза ФВЧ приводит к увеличению коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови и к уменьшению относительной амплитуды сигнала помехи. Если ограничить требования к величине коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови на уровне 0,1, то требуемая частота среза ФВЧ не должна превышать 0,2 Гц. Однако величина частоты среза ФВЧ 0,2 Гц не обеспечивает достаточного подавления сигнала помехи, обусловленного дыханием, что требует дополнительного подавления сигнала помехи на основе методов цифровой фильтрации, применяемых на стадии программной обработки биосигнала.

В качестве цифровых фильтров для предварительной обработки сигналов артериальной пульсации крови наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта, к преимуществам которого можно отнести максимально плоскую частотную характеристику в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, что позволяет разработать фильтр высокого порядка для обеспечения достаточной крутизны спектральной характеристики [5]. Для устранения нелинейности фазовой характеристики фильтров Баттерворта сигнал после прохождения фильтра пропускается через фильтр повторно, но в обратном по времени направлении.

Для определения оптимальной полосы пропускания фильтра будем использовать аддитивный сигнал, состоящий из модельного сигнала артериальной пульсации крови и сигналов помех. Рассмотрим изменение амплитуд сигнала и помехи при изменении параметров полосового фильтра. Для количественной оценки степени фильтрации сигнала или помехи будем использовать коэффициент фильтрации, определяемый как:

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

где A' – амплитуда сигнала или помехи на выходе полосового фильтра, A – амплитуда сигнала или помехи на входе полосового фильтра.

Модельные сигналы помех электрической природы, возникающие в результате влияния внешних электромагнитных полей, равно как и помехи физиологического происхождения, обусловленные дыханием пациента, могут быть описаны гармоническими функциями соответствующей частоты.

На рис. 2 и 3 приведены зависимости изменения величины коэффициента фильтрации сигнала и помехи от величины нижней и верхней частоты среза полосового фильтра соответственно при различных порядках фильтра.

Полученные зависимости показывают, что увеличение нижней частоты среза полосового фильтра приводит, с одной стороны, к снижению амплитуды сигнала, а с другой стороны, к более значительному снижению амплитуды помехи, обусловленной дыханием человека при регистрации биосигналов. Чрезмерное увеличение нижней частоты среза полосового фильтра может привести к искажениям формы сигнала артериальной пульсации крови. Увеличение верхней частоты среза полосового фильтра приводит к значительному снижению амплитуды помехи электромагнитной природы, вызванной воздействием электрической сети питания на усилительный тракт блока регистрации сигнала.

На основе анализа полученных зависимостей в качестве величины нижней частоты среза полосового фильтра выберем значение 0,5 Гц, в качестве верхней частоты среза – 15 Гц. При данной полосе частот фильтрации наблюдается значительное ослабление присутствующих помех. Для фильтра Баттерворта 8-го порядка ослабления для помех от электрической сети питания составило не менее 40 дБ и не менее 30 дБ ослабления дыхательных помех при незначительном ослаблении сигнала артериальной пульсации крови (не более 1 дБ).

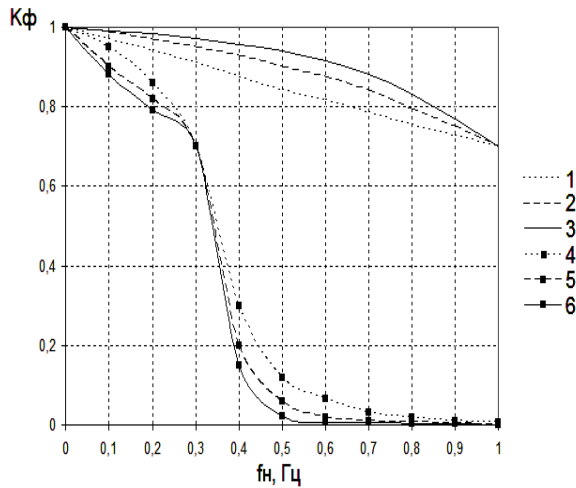


Рис. 2. Зависимость изменения коэффициента фильтрации от нижней частоты среза фильтра (1, 2, 3 – коэффициент фильтрации сигнала при $N=4, 8, 12$ соответственно; 4, 5, 6 – коэффициент фильтрации помехи при $N=4, 8, 12$ соответственно)

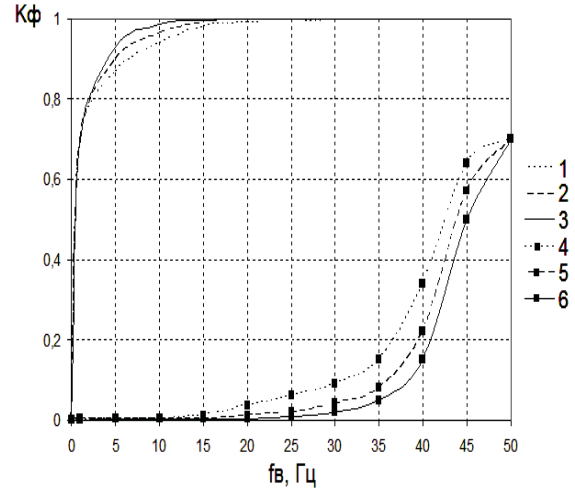


Рис. 3. Зависимость изменения коэффициента фильтрации от верхней частоты среза фильтра (1, 2, 3 – коэффициент фильтрации сигнала при $N=4, 8, 12$ соответственно; 4, 5, 6 – коэффициент фильтрации помехи при $N=4, 8, 12$ соответственно)

Таким образом, в задачах регистрации и обработки сигналов артериальной пульсации крови применение цифрового полосового фильтра Баттерворта с указанной полосой пропускания обеспечивает эффективное подавление высокочастотных помех, обусловленных воздействием электрической сети питания на аналоговый усилительный тракт измерительной аппаратуры, и низкочастотных помех физиологической природы, вызванных влиянием дыхания на форму регистрируемого сигнала.

Совместное использование методов аппаратной и программной фильтрации сигнала артериальной пульсации крови значительно повышает эффективность и помехоустойчивость обработки и регистрации биосигнала в реальных условиях клинического мониторинга.

С целью практического исследования разработанной методики аппаратно-

программной фильтрации сигнала артериальной пульсации крови был разработан фотометрический измерительный преобразователь сигнала артериальной пульсации крови, обеспечивающий один из наиболее эффективных и универсальных клинических методов неинвазивной регистрации биосигнала [1, 2].

На рис. 4 приведена структурная схема рассматриваемого фотометрического измерительного преобразователя (ИП) артериальной пульсации крови: УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН1, УПН2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер.

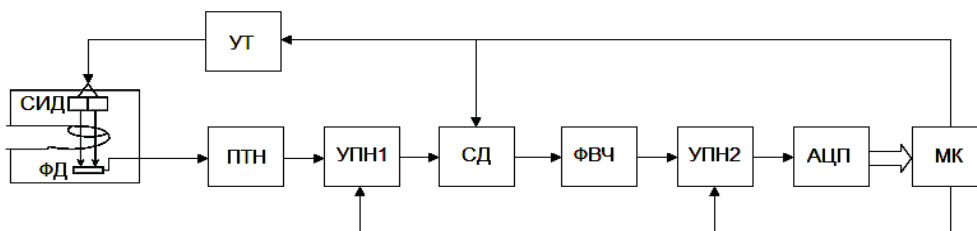


Рис. 4. Структурная схема фотометрического ИП артериальной пульсации крови

Излучатель пальцевого датчика ИП содержит светоизлучающий диод (СИД), питаемый импульсами тока, которые формируются в микроконтроллере (МК) и усиливаются до необходимой величины с помощью усилителя тока (УТ). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца оптическое излучение поступает на фотоприемник датчика (ФД). Полученный фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя ток – напряжение (ПТН) и усиливается регулируемым усилителем переменного напряжения (УПН 1), коэффициент усиления которого устанавливается МК. Основное назначение УПН 1 заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей обследуемого человека.

Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального артериальной пульсации крови. Полученное напряжение поступает на УПН 2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП) микроконтроллера. После преобразования в цифровую форму МК осуществляет цифровую фильтрацию и обработку биосигналов.

Частота среза ФВЧ, построенного на основе пассивной RC-цепочки, определяет длительность переходных процессов, возникающих во время циклов заряда/перезаряда ёмкости. Для величины частоты среза 0,2 Гц постоянная времени переходного процесса составляет 0,8 с, что сопоставимо со средней длительностью сердечного цикла. Таким образом, очевидна необходимость сокращения времени переходного процесса в ФВЧ. С этой целью усилитель сигнала артериальной пульсации крови был выполнен по схеме с бланкированием входных цепей: в схему ФВЧ параллельно резистору добавлен управляемый сигналами с микро-

контроллера коммутатор. При насыщении выхода усилителя микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор. В силу того, что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в RC-цепочке, будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Инструментальные погрешности измерения амплитудно-временных характеристик сигнала артериальной пульсации крови, регистрируемого с помощью разработанного ИП, определялись в результате его поверки сертифицированным прецизионным генератором биосигналов серии «Диатест-4», имеющим относительную погрешность установки эталонных амплитуд сигнала и длительностей межпульсовых интервалов сигнала артериальной пульсации крови не более 0,5% во всём диапазоне изменения параметров тестируемого сигнала.

Погрешность измерения параметров регистрируемого биосигнала исследовалась путём формирования с помощью генератора «Диатест-4» эталонного сигнала артериальной пульсации крови, имеющего одинаковые и постоянные значения амплитуд сигнала и длительностей межпульсового интервала. Детектирование характеристических точек биосигнала артериальной пульсации крови в ИП осуществлялось программным способом с помощью МК на основе применения амплитудно-временного метода, характеризующегося невысокой методической погрешностью измерения длительностей межпульсовых интервалов [6].

Погрешность измерения параметров эталонного сигнала, регистрируемого разработанным ИП, определялась на основе квантильных оценок погрешности при доверительной вероятности $P=0,9$ [7]. В этом случае абсолютная погрешность измерения параметров сигнала определялась как: $\Delta_u = 1,6 \cdot \sigma_u$. σ_u – среднеквадратичное отклонение измеренных значений пара-

метров 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 биосигнала, N – общее количество измеренных параметров.

В результате проведенных исследований метрологических характеристик разработанного фотометрического ИП артериальной пульсации крови были получены следующие значения инструментальной погрешности измерения параметров биосигнала: относительная погрешность измерения длительности межпуль-

совых интервалов не превышает 1,5%; относительная погрешность измерения амплитуды сигнала артериальной пульсации крови не превышает 2,3 %.

Таким образом, предлагаемая в данной работе методика аппаратно-программной фильтрации сигнала артериальной пульсации крови позволила разработать фотометрический ИП артериальной пульсации крови, отличающийся оригинальными схемотехническими решениями, обеспечивающими высокую эффективность помехоустойчивой регистрации биосигнала и низкие значения инструментальной погрешности измерения амплитудно-временных характеристики регистрируемого биосигнала.

Библиографический список

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. V. 28. P. 1–39.

2. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. 282 с.

3. Allen J., Murray A. Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics // *Computers in Cardiology Proceedings*. 2004. P. 485–488.

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

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

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

6. Fedotov A.A. Amplitude–time method for detecting characteristic pulse wave points // *Springer: Biomedical Engineering*. 2013. V. 46, Issue 6. P. 241–245.

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

Информация об авторах

Федотов Александр Александрович, кандидат технических наук, доцент кафедры радиотехники и медицинских диагностических систем, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: fedoaleks@yandex.ru. Область научных интересов: моделирование биотехнических систем, цифровая об-

работка биосигналов, измерительные преобразователи биологической информации.

Акулов Сергей Анатольевич, кандидат технических наук, доцент кафедры радиотехники и медицинских диагностических систем, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: sakulov1981@mail.ru. Область научных интересов: моделирование биотехниче-

ских систем, исследование биоэлектрического импеданса, методы и средства диагностики сердечно-сосудистой системы человека.

IMPLEMENTATION OF HARDWARE-SOFTWARE FILTERING IN A MEASURING CONVERTER OF THE ARTERIAL PULSE SIGNAL

© 2014 A. A. Fedotov, S. A. Akulov

Samara State Aerospace University, Samara, Russian Federation

The paper deals with a technique of hardware-software filtering implemented in a measuring converter of the arterial pulse signal. As a result of research the optimal pass band of a digital filter and optimal cut-off frequency of a hardware high-pass filter were determined. The metrological characteristics of a photometric measuring converter of the arterial pulse signal were investigated. The instrumental errors of measurement of amplitude-time characteristics of the recorded arterial pulse signal were determined.

Frequency filtering, measuring converter, arterial pulse signal, instrumental error.

References

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. V. 28. P. 1–39.
2. Fedotov A.A., Akulov S.A. Matematicheskoe modelirovanie i analiz pogreshnostey izmeritelnyh preobrazovateley biomeditsinskih signalov [Mathematical modeling and accuracy analysis of biotransducers]. Moscow: FIZMATLIT Publ., 2013. 282 p.
3. Allen J., Murray A. Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics // *Computers in Cardiology Proceedings*. 2004. P. 485–488.
4. Kalakutsky L.I., Fedotov A.A. Diagnostics of endothelial dysfunction by the method of contour analysis of pulse wave // *Izvestiya Yuzhnogo federal'nogo universiteta. Tekhnicheskie nauki*. 2009. V. 98, no.9. P 93–98. (In Russ.)
5. Rangayyan R.M. Analiz biomeditsinskih signalov. Prakticheskiy podhod [Biomedical signal analysis. A case-study approach]. Moscow: FIZMATLIT Publ., 2007. 440 p.
6. Fedotov A.A. Amplitude–time method for detecting characteristic pulse wave points // *Springer: Biomedical Engineering*. 2013. V. 46, Issue 6. P. 241–245.
7. Novitskiy P.V., Zograf I.A. Otsenka pogreshnostey rezul'tatov izmereniy [Estimation of accuracy of measurement results]. L.: Energoatomizdat Publ., 1991. 304 p.

About the authors

Fedotov Aleksandr Aleksandrovich, Candidate of Science (Engineering), Associate Professor, Radioengineering and Biomedical Engineering Department, Samara State Aerospace University. E-mail: fedo-aleks@yandex.ru. Area of research: modeling of bioengineering systems, digital processing of biosignals, measuring transducers of biological information.

Akulov Sergey Anatolievich, Candidate of Science (Engineering), Associate Professor, Radioengineering and Biomedical Engineering Department, Samara State Aerospace University. E-mail: sakulov1981@mail.ru. Area of research: modeling of bioengineering systems, bioelectrical impedance, diagnostics of cardiovascular system.