

Алгоритм обработки данных пульсовой волны для интеллектуальных систем измерения артериального давления на базе осциллометрического метода

А. В. Кузьмин¹, М. И. Сафронов², Б. В. Чувькин³

Пензенский государственный университет
¹flickerlight@inbox.ru, ²safronov.maxim@inbox.ru,
³chuvykin_bv@mail.ru

М. М. Ровнягин

Национальный исследовательский ядерный университет
МИФИ
m.rovnyagin.2015@ieee.org

Аннотация. Работа посвящена разработке и исследованию алгоритма обработки сигнала пульсовой волны для систем автоматического измерения артериального давления на основе осциллометрического метода. Авторами рассматривается устойчивость алгоритма обработки измерительной информации при наличии в сигнале артефактов, вызванных движением и проявлениями таких заболеваний сердца, как аритмия, которые приводят к искажению результатов измерений. В статье приводятся результаты реализации известных решений в виде виртуальных приборов LabView, подробно описан предлагаемый алгоритм, приведены результаты вычислительных экспериментов. Для проведения экспериментов в среде TINA разработана схема, позволяющая генерировать сигналы пульсовой волны с признаками различных патологий сердечного ритма. Результаты показывают, что разработанный алгоритм подходит для обработки данных, содержащих артефакты, и может быть использован в современных портативных интеллектуальных системах неинвазивного измерения артериального давления на основе осциллометрического метода.

Ключевые слова: артериальное давление; осциллометрический метод измерения; пульсовая волна

I. ВВЕДЕНИЕ

Методы измерения артериального давления (АД) можно разделить на две категории: неинвазивные и инвазивные. К числу первых относятся методы, основанные на методе аускультации артерии по методу Короткова. Инвазивные методы применяются во время обследования тяжелобольных людей в больницах, поскольку инвазивный метод подразумевает измерение давления непосредственно в артерии. Наиболее популярным прибором для измерения артериального давления является ручной сфигмоманометр, принцип работы которого заключается в регистрации момента возникновения и затухания звуковых колебаний (тонов Короткова) в момент плавного стравливания давления.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, проект №17-71-20029

Осциллометрический метод обычно применяется для автоматического измерения артериального давления. Он основан на анализе пульсации давления в манжете и обладает большей устойчивостью к различным шумам.

II. СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА

Сегодня в автоматизированных системах измерения АД широко используется осциллометрический метод. Некоторые из наиболее используемых алгоритмов могут быть экспериментально исследованы [1]. Осциллометрический метод предполагает, что значение артериального давления при максимальной амплитуде равно среднему артериальному давлению во время сердечного цикла [2], [3].

С его вычисляется отношение, которое определяется как деление амплитуды каждого тона на максимальную амплитуду среди всех тонов. Полученные соотношения используют для сравнения с фиксированным соотношением для получения значения артериального давления. Метод фиксированного соотношения предполагает предустановленные отношения: 0,69–0,86 для диастолического артериального (ДАД) давления и 0,43–0,73 для систолического давления (САД) [4]. Эти отношения отличаются от алгоритма к алгоритму. Производители могут применять свои собственные параметры к своим устройствам. Одним из способов снижения погрешности измеренного артериального давления – увеличивать выборку измерений артериального давления у разных людей и экспериментально установить эти соотношения на оптимальные значения [5], [6].

III. РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА

Практически все современные автоматические неинвазивные измерители артериального давления (НИАД) оснащены цифровыми датчиками и микропроцессорами для обработки информации измерений. Таким образом, точность и эффективность работы современного НИАД во многом зависят от алгоритмов обработки сигналов от датчиков. Анализ этих алгоритмов и их улучшение улучшат измерительные

приборы без существенного изменения их элементной базы и структуры.

Можно использовать виртуальные инструменты для исследования алгоритмов обработки измерительной информации. Сигналы определяются датчиками и оцифрованными изменениями амплитуды данных пульсовых волн. Эффективный алгоритм, который может быть реализован в реальном устройстве, необходим для развития улучшенного НИАД. LabView обладает значительным набором современных инструментов и возможностью разработки виртуальных инструментов. Существуют также микроэлектронные решения компании National Instruments, на основе которых можно разработать

виртуальные инструменты мониторинга артериального давления [7].

Эффективность широко используемых в настоящее время схемных решений для НИАД была проанализирована с использованием среды LabView, которая включает в себя все необходимые инструменты для автоматизации измерений, обработки и визуализации данных, создания систем управления и измерений на основе различных аппаратных платформ и устройств [8], [9]. На основе известного решения был разработан виртуальный прибор (ВП) для измерительного устройства АД [10], [11]. Схема устройства приведена на рис. 1.

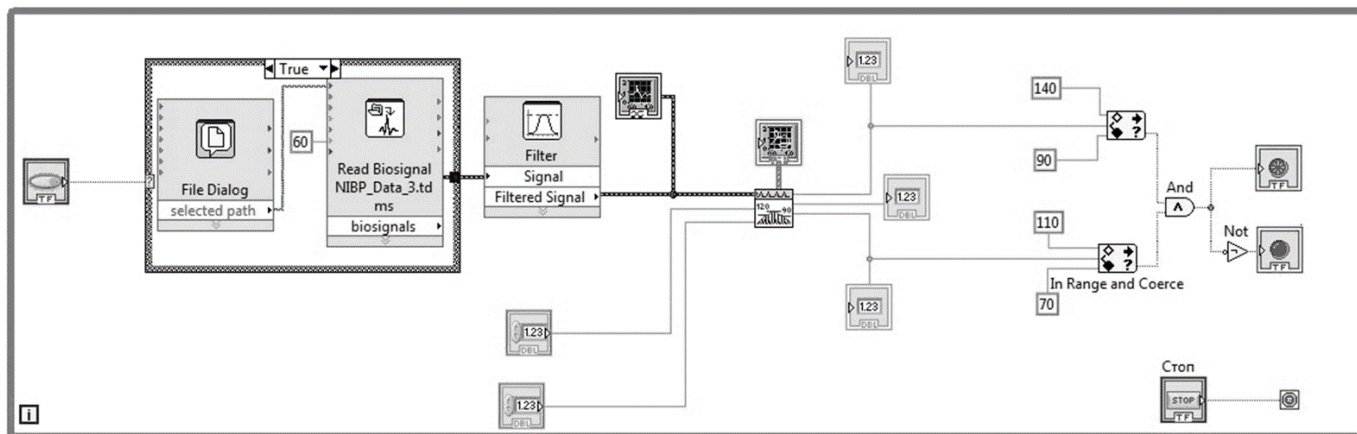


Рис. 1. Виртуальный прибор для измерения артериального давления

Решение, реализованное в среде LabView построено на низкочастотном фильтре (LF) [12]. Схема состоит из блоков, генерирующих стандартную функцию пульсовой волны, фильтрации пульсовой волны и вывода результатов измерения.

При разработке виртуального прибора для измерения АД и частоты сердечных сокращений (ЧСС), расчет АД в зависимости от возраста пациента осуществлялся согласно следующим образом:

- для людей в возрасте от 7 до 20 лет значение уровня АД определяется следующим образом:

$$\text{САД} = 1,7 \times \text{возраст} + 83 \pm 5 \text{ мм. рт. ст.}$$

$$\text{ДАД} = 1,6 \times \text{возраст} + 42 \pm 5 \text{ мм. рт. ст.}$$

- для людей в возрасте от 20 до 80 лет значение уровня АД вычисляется как:

$$\text{САД} = 0,4 \times \text{возраст} + 109 \pm 5 \text{ мм. рт. ст.}$$

$$\text{ДАД} = 0,3 \times \text{возраст} + 67 \pm 5 \text{ мм. рт. ст.}$$

Для отображения АД и ЧСС, а также сигнала пульсовой волны используется узел Waveform Graph, который выводит данные на лицевую панель ВП.

IV. АЛГОРИТМ ИЗМЕРЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ

Получившийся на выходе массив данных M_{env} обрабатывают следующим образом: для каждого i -го

элемента массива, начиная со второго, проверяют условия (рис. 2):

- если $i-1 \geq i$ && $i+1 \geq i$, то угол $i-1$, i , $i+1$ (рис. 2а) рассчитывается по формуле:

$$\text{Angle} = 180 - (\text{LeftAngle} + \text{RightAngle}), \quad (1)$$

где LeftAngle – угол прямоугольного треугольника, состоящий из катетов-приращений Давления и Времени и гипотенузы, полученной путем кусочно-линейной аппроксимации массива M_{env} на отрезке от $i-1$ до i , рассчитываемый; RightAngle – угол прямоугольного треугольника, состоящий из катетов-приращений Давления и Времени, и гипотенузы, полученной путем кусочно-линейной аппроксимации массива M_{env} на отрезке от i до $i+1$.

Значение LeftAngle рассчитывается по формуле:

$$\text{LeftAngle} = \tan^{-1} \frac{P_{i-1} - P_i}{t_{i-1} - t_i}, \quad (2)$$

где P_{i-1} – значение давления предыдущего пика тона Короткова, P_i – значение давления текущего пика тона Короткова, t_{i-1} – момент времени предыдущего пика тона Короткова, а t_i – момент времени текущего пика тона Короткова.

Значение RightAngle рассчитывается по формуле:

$$\text{RightAngle} = \tan^{-1} \frac{P_{i+1} - P_i}{t_{i+1} - t_i}, \quad (3)$$

- если $i-1 \geq i$ & $i+1 \geq i$, (рис. 2б) то угол $i-1$ и $i+1$ рассчитывается по формуле:

$$\text{Angle} = 270 - (\text{LeftAngle} + \text{RightAngle}) \quad (4)$$

Далее из полученных углов выбираются 2 минимальных угла (строго больше 90 градусов), а значения САД и ДАД определяются как ординаты центральных точек соответствующих углов.

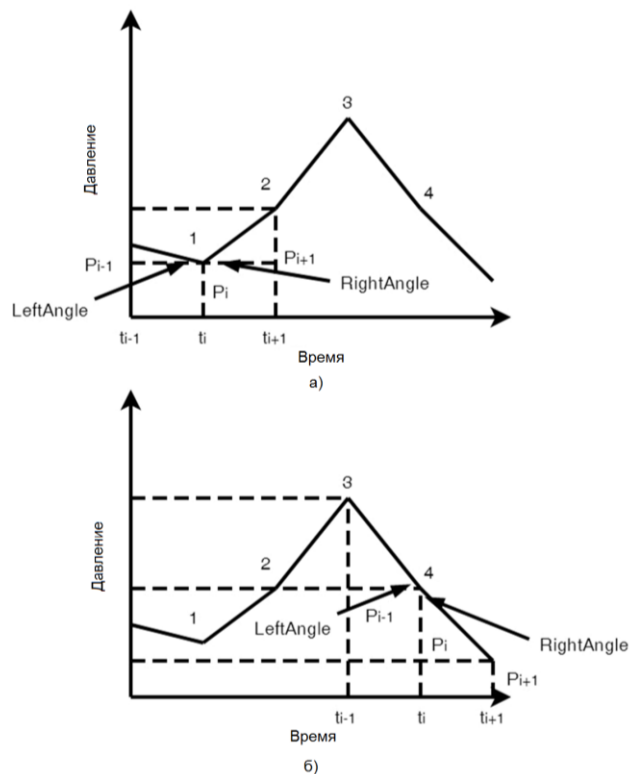


Рис. 2. Углы, сформированные образцами сигнала: (а) – случай $i-1 \geq i$ и $i+1 \geq i$; (б) – случай $i-1 \geq i$ и $i+1 \geq i$

V. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

A. Схема исследования

Экспериментальное исследование устойчивости разработанного алгоритма состоит из двух этапов:

- определение параметров артериального давления для различных аритмий;
- определение параметров артериального давления при различных нестабильностях амплитуд тонов Короткова.

Для проведения таких экспериментов авторы в среде Texas Instruments TINA [13] разработали модель, которая позволяет принимать сигналы пульсовой волны с плавающим периодом и амплитудой. Схема модели показана на рис. 3.

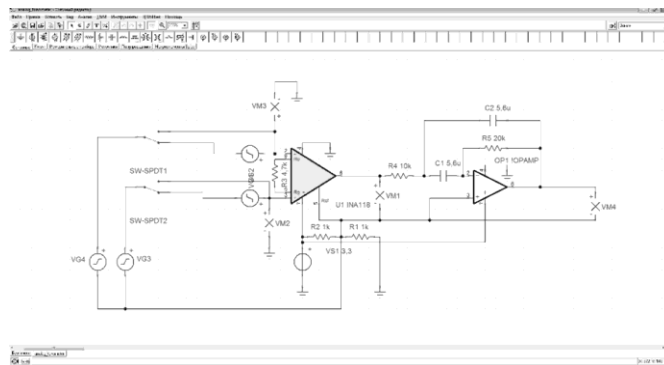


Рис. 3. Схема имитационной модели пульсового сигнала с искажением

Параметры моделирования пульсовой волны показаны в табл. I.

ТАБЛИЦА I ПАРАМЕТРЫ МОДЕЛИ

Параметр	Значение
Время, сек.	15-80
Пульс, уд./сек.	45-100
Амплитуда, мм. рт. ст.	45-220

B. Исследуемые артефакты

Использование разработанной модели обусловлено необходимостью экспериментального исследования алгоритма с осциллограммами пульсовых тонов Короткова с артефактами, вызванными различными сердечно-сосудистыми заболеваниями. Получение таких реальных данных довольно сложно. Применение разработанной модели позволяет моделировать неограниченное разнообразие артефактов различного происхождения и параметров.

Наличие заболеваний сердечно-сосудистой системы, таких как тахикардия и брадикардия, может привести к неточности измерения артериального давления из-за невозможности регулировки скорости сдвигания воздуха из манжеты, что может привести к погрешностям в измерении артериального давления. Алгоритм, разработанный авторами, основывается на принципах осциллометрического метода, поэтому измерение АД с фибриллирующей аритмией с помощью этого алгоритма не даст достоверных и точных информационных параметров АД.

В дополнение к артефактам, вызванным непосредственно нарушениями в работе сердечно-сосудистой системы, артефакты механической природы могут возникать при измерении артериального давления. Например, при перемещении руки, на которую помещена манжета, на осциллограмме могут появляться дополнительные колебания, уменьшая общее информационное значение сигнала [12].

C. Экспериментальные результаты

Эксперимент проводился по пяти зарегистрированным сигналам, три из которых были получены с использованием модели в среде TINA и два сигнала от реальных измерительных устройств измерения

артериального давления. Цель проведения эксперимента – определить относительную погрешность измерения АД между заданными в модели и полученными с помощью алгоритма значениями САД и ДАД.

Экспериментальные результаты, содержащие информацию о параметрах исходных данных с вычисленной относительной погрешностью измеренного артериального давления, приведены в табл. II.

ТАБЛИЦА II ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

№	Параметры записи	Реальное давление	Измеренное давление	Отн. погрешность
1	Тахикардия, движение	САД: 110 ДАД: 70	САД: 116 ДАД: 77	САД: 5.46% ДАД: 10%
2	Брадикардия, без движения	САД: 101 ДАД: 67	САД: 105 ДАД: 69	САД: 3.96% ДАД: 2.98%
3	Экстрасистолы, без движения	САД: 121 ДАД: 88	САД: 125 ДАД: 86	САД: 3.3% ДАД: 1.16%
4	Тремор	САД: 120 ДАД: 80	САД: 127 ДАД: 85	САД: 4.16% ДАД: 10%
5	Трепетание предсердий, без движения	САД: 89 ДАД: 61	САД: 131 ДАД: 82	САД: 47% ДАД: 34%

Анализ экспериментальных данных показал, что во всех случаях, кроме фибрилляции предсердий, наибольшее влияние на результаты измерения АД вызывают искажения механической природы. Артефакты, вызванные нестабильной работой сердечно-сосудистой системы, влияют на результаты измерения артериального давления в меньшей степени. Это позволяет говорить об устойчивости алгоритма в при различных сердечно-сосудистых заболеваниях.

VI. ДАЛЬНЕЙШАЯ РАБОТА

Одно из направлений дальнейшей работы – добавление дополнительного канала для мониторинга тонов Короткова с помощью микрофона, встроенного в манжету. Это позволит совместить достоинства осциллометрического и акустического методов.

Конечной целью работы является разработка мобильной системы мониторинга артериального давления, которая может использоваться как элемент современных систем здравоохранения, «умного» пространства и «умной» среды [14], [15].

VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты проведенного обзора существующих алгоритмов измерения артериального давления, основанные на осциллометрическом методе, показывают, что неустойчивость алгоритмов обработки пульсовой волны является актуальной проблемой. Результаты экспериментального исследования предложенного алгоритма подтверждают его устойчивость в случае

движения и артефактов, связанных с нарушениями сердечного ритма. Данная особенность позволяет использовать этот алгоритм в мобильных системах мониторинга артериального давления.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] X. Ma *Non-invasive Blood Pressure Measurement Algorithm for All Age Groups*. Master of Engineering Thesis. Auckland University of Technology, 2012, 122 p.
- [2] C.-T. Lin, S.-H. Liu, J.-J. Wang, Z.-C. Wen. Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, no.50(4), pp. 432-441.
- [3] J.Y. Lee, J.K. Kim, G. Yoon. Digital envelope detector for blood pressure measurement using an oscillometric method. *Journal of medical engineering & technology*, 2002, no.26(3), pp. 117-122.
- [4] A. Ball-Ilovera, R. Del Rey, R. Ruso, J. Ramos, O. Batista, I. Niubo. An experience in implementing the oscillometric algorithm for the noninvasive determination of human blood pressure. *Proc. 25th Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society*. volume 4, 2003, p. 3173-3175.
- [5] C. Isik. Blood Pressure Measurement. In *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ed. John G. Webster, John Wiley & Sons, Inc. 2006.
- [6] Tychkov A.Yu., Abrosimova O.V., Kuz'min A.V. Development in the LabView Environment of a Virtual Instrument for Noninvasive Measurement of Arterial Pressure, *Measurement Techniques*, 2015, no.58:9, pp. 1062-1065.
- [7] G. Mancia. Short-and long-term blood pressure variability: present and future. *Hypertension*, 2012, 60, pp. 512-517.
- [8] A. Anisimov, A. Sutyagina, T. Sergeev. Evaluation of PWPT-based method for cuffless monitoring of arterial blood pressure, *Proc. 21th Conference of Open Innovations Association FRUCT*, Helsinki, 2017, pp. 44-50.
- [9] A. Anisimov, A. Skorobogatova, A. Sutyagina. Intelligent System for Blood Pressure Monitoring. *Proc. 20th Conference of Open Innovations Association FRUCT*, St. Petersburg, 2016, pp. 543-549.
- [10] C. Luo; T. Li; X. Quan; L. Gu; M. Zhao. A new algorithm of blood pressure measurement based on oscillometric method. *Proc. World Automation Congress (WAC)*, 2008, pp.1-4.
- [11] S. Puke, T. Suzuki, K. Nakayama et al, "Blood pressure estimation from pulse wave velocity measured on the chest", *Proc. 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medecine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 107-110.
- [12] M. Pflugradt, K. Geissdoerfer, M. Goernig, R. Orglmeister. A Fast Multimodal Ectopic Beat Detection Method Applied for Blood Pressure Estimation Based on Pulse Wave Velocity Measurements in Wearable Sensors. *Sensors*, 2017, no., pp. 158-177.
- [13] Designsoft official website, TINA Circuit Simulator for Analog, RF, Digital, MCU, HDL, Symbolic & Mixed Circuit Simulation with Integrated PCB Design, Available at: <https://www.tina.com> (access 15 February 2018)
- [14] Korzun D.G., Borodin A.V., Paramonov I.V., Vasilyev A.M., Balandin S.I. Smart Spaces Enabled Mobile Healthcare Services in Internet of Things Environments. *International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems*, 2015, no.6(1), pp.1-27.
- [15] Zavyalova Y.V., Korzun D.G., Meigal A.Yu., Borodin A.V. Towards the Development of Smart Spaces-Based Socio-Cyber-Medicine Systems. *International Journal of Embedded and Real-Time Communication Systems*, 2017, no.8(1), pp. 45-63.