

УДК 612.141

# Алгоритм безманжетной оценки артериального давления на основе метода максимального правдоподобия

О. Антончик, А. Джадуэй, В. Шульгин

Национальный аэрокосмический университет им. Н. Е. Жуковского «ХАИ», Харьков, Украина

## Резюме

**Введение.** Длительный и непрерывный мониторинг артериального давления (АД) является одной из актуальных проблем современной превентивной медицины. Его реализация ограничена отсутствием простых, и не создающих пациенту дискомфорта методов продолжительного измерения АД.

**Целью исследования** является разработка алгоритма и оценка точности косвенного измерения АД без использования компрессионной манжетки на основе совместной обработки различных показателей функционирования сердечно-сосудистой системы человека.

**Постановка и решение задачи.** Используя связь между различными показателями работы сердечно-сосудистой системы человека и на основе метода максимального правдоподобия (ММП) в явном виде получены алгоритмы оценок для систолического и диастолического АД по измерениям времени распространения пульсовой волны (ВРПВ), и частоты сердечных сокращений (ЧСС).

**Результаты.** Проведенная серия экспериментов показала работоспособность и достаточно высокую точность синтезированных алгоритмов.

**Заключение.** В работе показана возможность и с использованием ММП получены алгоритмы непрерывного безманжетного измерения величины АД на основе совместной обработки таких параметров функционирования сердечно-сосудистой системы человека, как ВРПВ и ЧСС, обеспечивающие точность, удовлетворяющую требованиям BHS и ANSI/AAMI.

*Ключевые слова:* безманжетное измерение АД; время распространения пульсовой волны, ВРПВ; электрокардиограмма, ЭКГ; метод максимального правдоподобия, ММП.

Клин. информат. и Телемед. 2015. Т.11. Вып.12. с.63–68

## 1. Введение

С учетом широкой распространенности во всем мире сердечно-сосудистых заболеваний, к наиболее жизненно важным показателям человека, требующим регулярного контроля и мониторинга, особенно в зрелом и пожилом возрасте, необходимо отнести электрокардиограмму (ЭКГ) и артериальное давление (АД). И, если задачу длительного мониторинга ЭКГ в амбулаторных и домашних условиях к настоящему времени можно считать решенной, то реализация мониторинга АД существенно ограничена отсутствием простых, и не создающих пациенту дискомфорта методов непрерывного измерения АД. Одним из перспективных «кандидатов» на эту роль является метод косвенной оценки АД, основанный на использовании взаимной связи между АД и различными показателями, отражающими работу сердечно-сосудистой системы и доступными для простого измерения.

Проведенные многочисленные экспериментальные исследования [1, 2, 3] показывают, что между величиной артериального давления АД и такими показателями работы системы кровообращения, как время распространения пульсовой волны ВРПВ (РТТ), частота сердечных сокращений ЧСС (HR), параметры вариабельности сердечного ритма ВСР (HRV), продолжительность систолических интервалов, существует достаточно тесная связь. Особенно наглядно эта связь с АД проявляется для таких показателей, как ВРПВ и ЧСС [2, 3, 4]. Используя эту связь можно производить косвенную оценку АД с точностью, присущей традиционным «манжетным» методам измерения. Полученные ранее регрессионные зависимости между АД и другими системными показателями [4, 5] позволяют делать это на «эмпирическом уровне».

**Целью исследования** является получение систематических соотношений, которые позволяли бы находить оценки показателей АД в явном виде, причем – с минимально возможной погрешностью. Оценки такого рода могут быть получены с использованием метода максимального правдоподобия (ММП).

## 2. Постановка и решение задачи

Для нахождения в аналитическом виде выражений для оценок АД в первую очередь необходимо определить уравнение связи, устанавливающее зависимость между измеряемыми величинами, и получаемыми на их основе оценками.

В первом приближении зависимость между ВРПВ, ЧСС и АД может быть выражена, как [4, 6]

$$SBP = c_{11}PTT + c_{12}HR + c_{13}$$

$$DBP = c_{21}PTT + c_{22}HR + c_{23}, \quad (1)$$

где  $PTT$  – время распространения пульсовой волны (ВРПВ);  $HR$  – частота сердечных сокращений (ЧСС);  $c_{ij}$  – коэффициенты, связывающие измеряемые значения  $PTT$  и  $HR$  с величиной систолического и диастолического давления (SBP и DBP).

Или в векторно-матричной форме:

$$\vec{Y}_k = \vec{X}_k C_0,$$

$$\vec{Y}_k = [SBP \ DPB] \quad (2)$$

где  $\bar{Y}_k$  – оцениваемые значения АД;  $\bar{X}_k$  – вектор наблюдений (измерений РТТ и HR);  $C_0$  – матрица коэффициентов преобразования, имеющая вид

$$C_0 = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{12} & c_{22} \\ c_{13} & c_{23} \end{bmatrix}, \quad \bar{X}_k = [PTT \ HR \ 1] \quad (3)$$

Имея такую зависимость можно, измеряя величины ВРПВ и ЧСС, косвенно определять величины артериального давления. Для этого необходимо найти величины коэффициентов, связывающих АД с ВРПВ и ЧСС.

Реальные значения артериального давления  $D_k$  и их оценки  $Y_k$  на основе измерений ВРПВ и ЧСС в АД, связаны между собой следующим образом:

$$D_k = Y_k + e_k = \bar{X}_k C + e_k, \quad (4)$$

где  $e_k$  – случайная величина, ошибка предсказания.

Будем полагать, что эти ошибки распределены по нормальному закону с плотностью распределения вида:

$$p(e_k) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_e^2}} \cdot \exp\left\{-\frac{e_k^2}{2\sigma_e^2}\right\}, \quad (5)$$

где  $\sigma_e^2$  – дисперсия случайной величины  $e_k$ .

Подставив выражение (4) в (5) получим одномоментную функцию правдоподобия:

$$p(D_k / C) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_e^2}} \cdot \exp\left\{-\frac{1}{2\sigma_e^2} \cdot (D_k - \bar{X}_k C)^2\right\}. \quad (6)$$

Если ошибки  $e_k$  не коррелированы между собой от измерения к измерению, то функция правдоподобия для всего наблюдения из  $N + 1$  измерений будет выглядеть следующим образом:

$$p(\bar{D} / \bar{C}) = \prod_{k=0}^N p(D_k / C) = \\ = (2\pi\sigma_e^2)^{-\frac{N+1}{2}} \cdot \exp\left\{-\frac{1}{2\sigma_e^2} \cdot \sum_{k=0}^N (D_k - \bar{X}_k C)^2\right\}. \quad (7)$$

Оценки максимального правдоподобия получаются путем отыскания максимума функции правдоподобия (7) по параметру  $C$ . При этом, поскольку нас интересует не абсолютное значение функции, а только положение ее максимума, то к выражению (7) можно применить некоторое монотонное преобразование, например – логарифмирование:

$$\ln p(C) = -\frac{N+1}{2} \ln(2\pi\sigma_e^2) - \frac{1}{2\sigma_e^2} \sum_{k=0}^N (D_k - \bar{X}_k C)^2, \quad (8)$$

Чтобы найти максимум функции продифференцируем ее по параметру  $C$ ,

$$\frac{\partial \ln p(\bar{D} / \bar{C})}{\partial C} = -\frac{1}{\sigma_e^2} \sum_{k=0}^N (D_k - \bar{X}_k C) \cdot (-\bar{X}_k), \quad (9)$$

и приравняем производную к нулю:

$$\sum_{k=0}^N \bar{X}_k (D_k - \bar{X}_k C) = 0, \quad (10)$$

$$\sum_{k=0}^N \bar{X}_k \cdot D_k = \sum_{k=0}^N \bar{X}_k \cdot \bar{X}_k^T \cdot C. \quad (11)$$

Отсюда получаем простой алгоритм оценки коэффициентов преобразования и величины артериального давления:

$$C = A^{-1} \bar{a}, \quad Y_k = \bar{X}_k C, \\ A = \sum_{k=0}^N \bar{X}_k \cdot \bar{X}_k^T, \quad \bar{a} = \sum_{k=0}^N \bar{X}_k \cdot D_k, \quad (12)$$

где  $A$  – автокорреляционная матрица измеряемых данных, а  $\bar{a}$  – вектор коэффициентов корреляции наблюдений  $\bar{X}_k$  с реально измеряемыми величинами артериального давления  $D_k$ .

### 3. Экспериментальное исследование и результаты

Для проверки работоспособности и точности полученного алгоритма (12) была проведена серия из 20 экспериментов на здоровых молодых людях в возрасте от 20 до 33 лет в разное время суток (днем и вечером). В ходе каждого эксперимента в течение 30 минут с шагом в одну минуту с использованием калиброванного тонометра осциллометрического типа (Microlife BP A100) осуществлялось измерение АД (систолического и диастолического), а также, с использованием портативного устройства (фото рис. 1) с беспроводной передачей данных в ПК производилась регистрация ЭКГ сигнала в грудных отведениях и фотоплетизмограммы с пальца правой руки (для определения ВРПВ и ЧСС). ЭКГ и ФПГ сигналы дискретизовались с частотой 1000 Гц и квантовались с разрядностью 16 бит. Определение ВРПВ, в свою очередь, осуществлялось путем измерения временного интервала от начала QRS-комплекса ЭКГ до положения точки максимума фронта пульсовой волны на фотоплетизмограмме. Для уменьшения погрешности оценок коэффициентов преобразования измеряемые значения ВРПВ и ЧСС усреднялись на интервале в одну минуту, равном шагу измерения АД. Численные результаты, полученные в ходе одного из экспериментов приведены в табл. 1.

В этой таблице – SBP, это измеренные значения САД, DBP – измеренные значения ДАД, SBP\* – полученные с использованием соотношений (12) оценки САД, DBP\* – оценки ДАД,  $\xi_1$  – разница между измеренными и оцениваемыми величинами САД,  $\xi_2$  – разница между измеренными и оцениваемыми величинами ДАД.

На рис. 2 приведены кривые изменения АД, полученные с использованием калиброванного тонометра и оцененные по ММП в ходе одного из экспериментов, а также ошибки оценивания.

Результаты проведенных экспериментов показали, что среднее значение (математическое ожидание) различий между измеренным САД и оценкой САД\*, полученное усреднением по всей серии экспериментов составляет – 0,31 мм.рт.ст., для ДАД и ДАД\* аналогичный показатель составил 0,08 мм.рт.ст., среднеквадратическая ошибка оценки для систолического давления (САД) составила 3,21 мм.рт.ст., для диастолического давления (ДАД) – 2,19 мм.рт.ст. Коэффициент корреляции между САД и САД\* составил – 0,725 и – 0,917 между ДАД и ДАД\*. Таким образом, величина ошибки измерения как по САД, так и по ДАД в течение временного интервала в 30 минут не превышает  $\pm 5$  мм.рт.ст., что находится в пределах допустимых значений по нормам BHS и ANSI/AAMI.

Табл. 1. Результаты оценивания и ошибки измерения АД.

Время/мин	SBP	DBP	HR	PTT	SBP*	DBP*	$\xi_1$	$\xi_2$
1	123	77	76	0,1435	112,33	74,31	10,67	2,69
2	111	71	79	0,1422	112,69	72,32	-1,69	-1,32
3	114	73	77	0,1436	112,29	73,49	1,71	-0,49
4	114	69	79	0,1457	111,64	71,29	2,36	-2,29
5	110	77	78	0,1462	111,51	71,94	-1,51	5,06
6	109	70	74	0,1435	112,35	75,90	-3,35	-5,90
7	112	74	76	0,1422	112,72	74,70	-0,72	-0,70
8	110	72	78	0,1436	112,28	72,70	-2,28	-0,70
9	109	78	77	0,1457	111,67	72,88	-2,67	5,12
10	109	74	79	0,1462	111,50	71,14	-2,50	2,86
11	107	72	75	0,1576	108,14	70,97	-1,14	1,03
12	109	74	73	0,1575	108,19	72,59	0,81	1,41
13	110	72	74	0,1569	108,36	71,97	1,64	0,03
14	110	69	73	0,1583	107,95	72,35	2,05	-3,35
15	106	69	74	0,1576	108,15	71,76	-2,15	-2,76
16	105	69	74	0,1576	108,15	71,76	-3,15	-2,76
17	109	73	79	0,1575	108,13	67,83	0,87	5,17
18	109	72	73	0,1569	108,37	72,76	0,63	-0,76
19	109	72	75	0,1583	107,93	70,76	1,07	1,24
20	108	73	73	0,1576	108,16	72,56	-0,16	0,44
21	123	62	106	0,1305	115,89	54,33	7,11	7,67
22	118	56	104	0,1367	114,07	54,10	3,93	1,90
23	114	58	104	0,1404	112,97	53,01	1,03	4,99
24	109	56	103	0,1418	112,56	53,40	-3,56	2,60
25	116	50	101	0,1447	111,72	54,13	4,28	-4,13
26	112	51	102	0,1305	115,94	57,51	-3,94	-6,51
27	105	52	103	0,1367	114,08	54,89	-9,08	-2,89
28	114	54	101	0,1404	113,00	55,39	1,00	-1,39
29	111	50	102	0,1418	112,57	54,19	-1,57	-4,19
30	112	52	101	0,1447	111,72	54,13	0,28	-2,13



Рис. 1. Портативный регистратор ЭКГ и ФПГ сигналов.

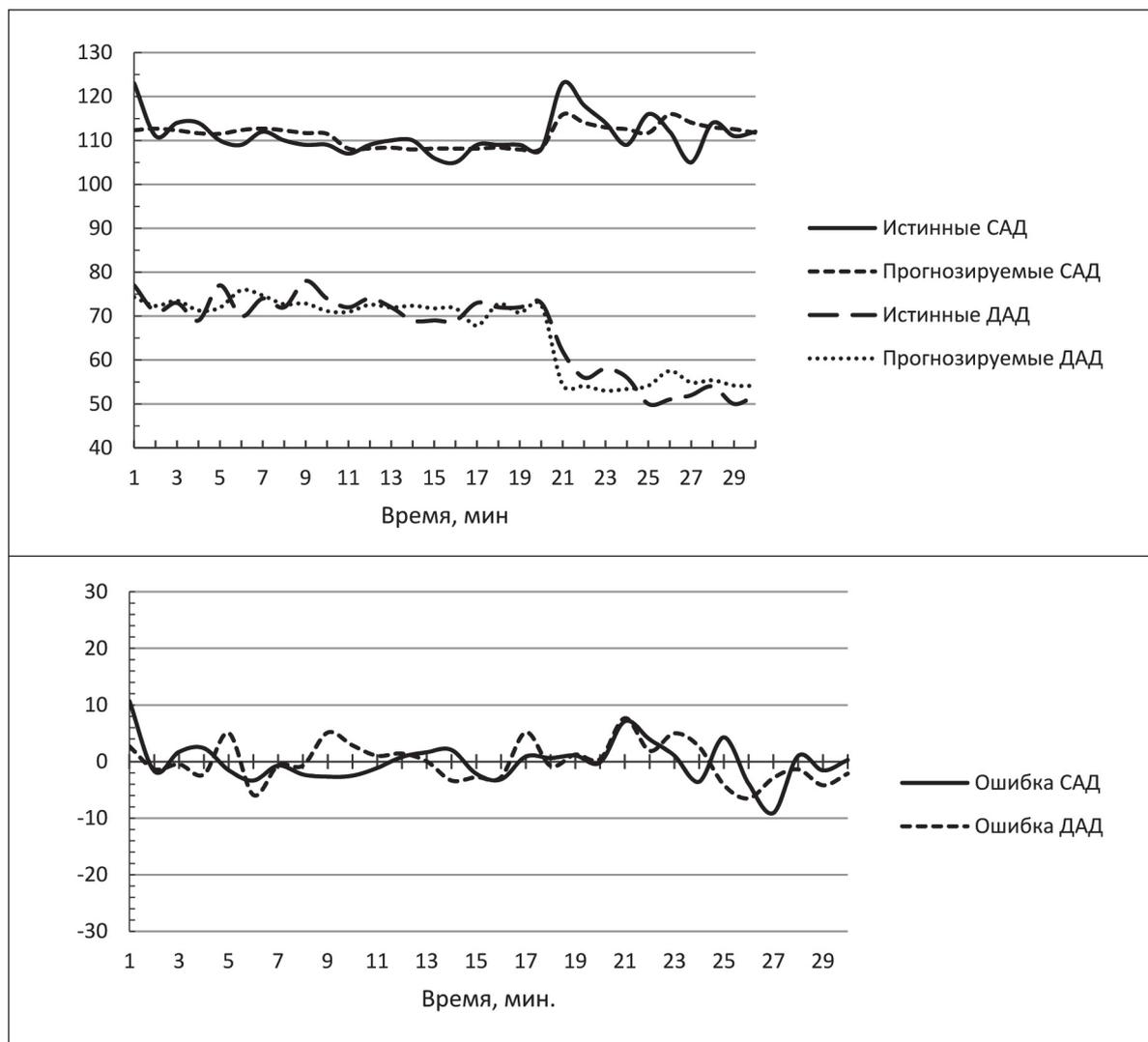


Рис. 2. Результаты оценки АД на основе измерений ВПРВ и ЧСС.

## 4. Заключение

В работе исследована возможность непрерывного безманжетного измерения величины артериального давления на основе совместной обработки таких параметров функционирования сердечно-сосудистой системы человека, как ВПРВ и ЧСС. Показано, что на основе линейной связи между АД и указанными параметрами можно получать оценки САД и ДАД с точностью, близкой к точности традиционных методов. С использованием ММП получены алгоритмы совместной обработки измерений ВПРВ и ЧСС, обеспечивающие оценку АД с точностью, удовлетворяющей требованиям BHS и ANSI/AAMI. С учетом того, что в настоящее время данный метод еще не получил широкой апробации и разрешения на самостоятельное применение в медицинской практике, его можно легко адаптировать, как опциональную функцию в традиционных манжетных амбулаторных мониторах артериального давления для повышения их точности и обеспечения непрерывности измерения АД.

Исследования проводились с соблюдением национальных норм биоэтики и положений Хельсинкской декларации (в редакции 2013 г.) с письменного согласия обследуемых, после

подробного информирования о целях, продолжительности и процедуре исследования. Авторы статьи — О. Антончик, А. Джадуэй, В. Шульгин — подтверждают, что у них нет конфликта интересов.

### Литература

1. Federico S., Harinath Garudadri. Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration. *in Proc. IEEE BSN Conf.*, Cambridge, 2009, pp. 114–115.
2. Soo-young Ye, Gi-Ryon Kim, Dong-Keun Jung, Seong-wan Baik, Gye-rok Jeon. Estimation of Systolic and Diastolic Pressure using the Pulse Transit Time, *J. World Academy of Science, Engineering and Technology*, 2010, vol. 43, pp.726–731.
3. Heiko Gesche, Detlef Grosskurth, Gert Kuchler. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *J. J. Appl. Physiol.*, 2011, pp. 726–731.
4. В. И. Шульгин, Али Джадуей, Д. И. Шульга, К. В. Наседкин, В. В. Федотенко. Измерение артериального давления на основе совместной обработки набора физиологических показателей. *Клин. информат. и Телемед.* 2012, т. 8, вып. 9. сс. 38–44.

5. Шульгин В. И., Джадуей Али, Задержкин А. К. Адаптивная калибровка измерителя артериального давления на основе оценивания времени распространения пульсовой волны. Интегрированные компьютерные технологии в машиностр. Тез. докл. Междунар. науч. техн. конф. 27–30 ноября 2012. Харьков, 2012.
6. Jadooei Ali, Zaderykhin O., Shulgin V. I. Adaptive Algorithm for Continuous Monitoring of Blood Pressure Using a Pulse Transit Time. XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology in Proc. IEEE, April 16–19, 2013. Kyiv, Ukraine, pp. 297–301.

## Алгоритм безманжетної оцінки артеріального тиску на основі методу максимальної вірогідності

О. Антончик, А. Джадуей, В. Шульгін

Національний аерокосмічний університет ім. Н. С. Жуковського «ХАІ», Харків, Україна

---

### Резюме

**Вступ.** Довготривалий та неперервний моніторинг артеріального тиску (АТ) є однією з актуальних проблем сучасної превентивної медицини. Його реалізація обмежена відсутністю простих і комфортних для пацієнта методів тривалого вимірювання АТ.

**Мета дослідження.** Розробка алгоритму та оцінювання точності непрямого вимірювання АТ без використання компресійної манжети на основі спільної обробки різних показників функціонування серцево-судинної системи людини.

**Постановка та вирішення задачі.** Використовуючи зв'язок між різними показниками роботи серцево-судинної системи людини і на основі методу максимальної вірогідності (ММВ) в явному вигляді були отримані алгоритми оцінок для систолічного і діастолічного АТ по вимірам часу поширення пульсової хвилі (ЧППХ) і частоти серцевих скорочень (ЧСС).

**Результати.** Серія проведених експериментів показала працездатність і достатньо високу точність синтезованих алгоритмів.

**Заключення.** В роботі показана можливість, і з використанням ММВ отримано алгоритми неперервного безманжетного вимірювання величини АТ на основі спільної обробки таких параметрів функціонування серцево-судинної системи людини як ЧППХ та ЧСС, що забезпечують точність, яка задовольняє вимоги BHS і ANSI/AAMI.

*Ключові слова:* безманжетне вимірювання АТ; час поширення пульсової хвилі, ЧППХ; електрокардіограма, ЕКГ; метод максимальної вірогідності, ММВ.

---

# Algorithm of cuffless blood pressure estimation based on maximum likelihood method

O. Antonchyk, A. Jadooei, V. Shulgin

National Aerospace University named after N. Ye. Zhukovsky, Kharkiv, Ukraine

e-mail: vyacheslav.shulgin@gmail.com

## Abstract

**Introduction.** Continuous monitoring of blood pressure (BP) is one of the most essential problems in preventive medicine. Its implementation is complicated since there are no simple and comfortable for patient methods of continuous BP monitoring.

**The object of the study** is to develop an algorithm and assess the accuracy of indirect cuffless BP measurement based on joint processing of different functional characteristics of human cardiovascular system.

**Formulation and solution of the problem.** Using relations of different characteristics of human cardiovascular system an algorithms of systolic and diastolic BP estimation by measuring pulse transit time (PTT) and heart rate (HR) based on maximum likelihood method have been developed.

**Results.** Performed series of experiments showed that developed algorithms were efficient and accurate.

**Conclusion.** The feasibility of continuous cuffless BP measurement based on joint processing of such characteristics of human cardiovascular system as PTT and HR is shown. An algorithm for BP measurement based on maximum likelihood method with accuracy that satisfies BHS and ANSI/AAMI requirements have been developed.

*Key words:* Cuffless BP measurement; Pulse transit time, PTT; Electrocardiogram, ECG; Maximum likelihood estimation, MLE.

©2015 Institute Medical Informatics and Telemedicine Ltd, ©2015 Ukrainian Association of Computer Medicine. Published by Institute of Medical Informatics and Telemedicine Ltd. All rights reserved.

ISSN 1812-7231 *Klin.inform.telemed.* Volume 11, Issue 12, 2015, Pages 63–68

<http://uacm.kharkov.ua/eng/index.shtml?e-klininfo-ujournal.htm>

References (6)

## References

1. Federico S., Harinath Garudadri. Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration. *in Proc. IEEE BSN Conf.*, Cambridge, 2009, pp. 114–115.
2. Soo-young Ye, Gi-Ryon Kim, Dong-Keun Jung, Seong-wan Baik, Gye-rok Jeon. Estimation of Systolic and Diastolic Pressure using the Pulse Transit Time, *J. World Academy of Science, Engineering and Technology*, 2010, vol. 43, pp.726–731.
3. Heiko Gesche, Detlef Grosskurth, Gert Kuchler. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *J. J. Appl. Physiol.*, 2011, pp. 726–731.
4. Shulgin V. I., Jadooei Ali, Shulga D. I., Nasedkin K. V., Fedotenko V. V. *Izmerenie arterialnogo davleniya na osnove sovmestnoy obrabotki nabora fiziologicheskikh pokazateley* [Measurement of arterial blood pressure, on the basis of co-processing of a set of physiological parameters], *Klinicheskaya informatika i Telemeditsina* [Clinical informatics and Telemedicine], 2012, vol. 8, iss. 9, pp.45–50. (in Russ.).
5. Shulgin V. I., Jadooei Ali, Zaderykhin O. K. Adaptive calibration of blood pressure measurer based on pulse time transit estimation. *in Proc. International Scientific Conference ICTM-2012*, November 27–30, 2012. Kharkiv, Ukraine (in Russ.).
6. Jadooei Ali, Zaderykhin O., Shulgin V. I. Adaptive Algorithm for Continuous Monitoring of Blood Pressure Using a Pulse Transit Time. *XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology in Proc. IEEE, April 16–19, 2013*. Kyiv, Ukraine, pp. 297–301.

## Переписка

к.т.н., профессор **В. И. Шульгин**

Национальный аэрокосмический университет

им. Н. Е. Жуковского «ХАИ»

ул. Чкалова 17, Харьков, 61070, Украина

тел.: +380 (57) 719 91 88

эл. почта: vyacheslav.shulgin@gmail.com