

Д.Е. Чикрин, А.А. Егорчев, Д.М. Пашин, Н.А. Сарамбаев

### ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧАСТОТЫ ПОВЕРХНОСТНОГО ДЫХАНИЯ ПО ДАННЫМ ВИБРОМЕТРИЧЕСКИХ СЕНСОРОВ СМАРТФОНА

*Современные реалии ставят человечеству задачи по цифровизации в различных областях работы и быта, ускоряя срок выполнения задач и облегчая их. Современная техника, оснащенная датчиками, которые можно использовать для предварительной диагностики, позволяет выявлять различные симптомы, которые могут являться причиной посещения медицинских учреждений. Это позволяет выиграть время – очень ценный ресурс, когда речь идет о жизни человека. Поэтому возможность выполнять такую диагностику, в частности, определение частоты дыхания, является актуальной задачей на сегодняшний день. В статье представлен метод определения частоты дыхания с использованием трёхосевого акселерометра на мобильном устройстве. Данный метод может быть использован в приложении мониторинга состояния здоровья пользователя при отсутствии смарт-часов. Метод позволяет пользователю измерять частоту дыхания человека только при условии того, что пользователь находится в сидячем положении и мобильное устройство, оснащенное необходимым датчиком, расположено в верхней передней области бедра (область кармана). Алгоритм по определению частоты дыхания реализован на двух языках программирования: Python и MatLab. В алгоритме используется стабилизатор частоты дыхания, т.к. с мобильного устройства на базе Android частота дискретизации акселерометра не постоянна. Далее сигнал нормируется методом z-нормирования. Для выделения частотного промежутка, в котором вычисляется частота дыхания, используется фильтр Баттерворта 1-ого порядка. Анализ независимых компонент позволяет получить из смеси сигналов его независимые компоненты. Были протестированы несколько реализаций данного метода на языке Python и Matlab. Наилучшие по качеству результаты показал алгоритм, реализованный на языке MatLab с использованием встроенного восстановительного анализа независимых компонент (RICA) из набора инструментов статистики и машинного обучения. По скорости работы лучшие результаты показала реализация алгоритма на языке Python с методом быстрого анализа независимых компонент (FastICA). Среднеквадратичная ошибка для диапазона 10–20 вдоха в мин составила 2,14 вдоха в мин. Среднеквадратичная ошибка для 20–30 вдоха в мин составила 3,46 вдоха в мин.*

*Частота дыхания; мобильное приложение; трёхосевой акселерометр; полосовой фильтр Баттерворта; анализ независимых компонент (ICA); спектральный анализ.*

D.E. Chickrin, A.A. Egorchev, D.M. Pashin, N.A. Sarambaev

### DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR DETERMINING THE FREQUENCY OF SURFACE RESPIRATION ACCORDING TO SMARTPHONE BIOMETRIC SENSORS

*Modern realities set digitalization tasks for humanity in various areas of work and life, speeding up the deadline for completing tasks and facilitating them. Modern technology equipped with sensors that can be used for preliminary diagnosis allows you to identify various symptoms that may be the reason for visiting medical institutions. This allows you to gain time – a very valuable resource when it comes to human life. Therefore, the ability to perform such diagnostics the determination of respiratory rate, is an urgent task today. The article presents a method for determining the respiratory rate using a three-axis accelerometer on a mobile device. This method can be used in a user health monitoring application in the absence of smart watches. The method allows the user to measure the respiratory rate of a person only if the user is in a sitting position and a mobile device equipped with the necessary sensor is in the upper anterior thigh area (pocket area). The algorithm for determining the respiratory rate is implemented in two programming languages: Python and MatLab. The algorithm uses a respiratory rate stabilizer, because the ac-*

*celerometer sampling rate is not constant from an Android-based mobile device. Next, the signal is normalized by the z-normalization method. To isolate the frequency interval in which the respiratory rate is calculated, the Butterworth filter of the 1st order is used. The analysis of independent components makes it possible to obtain its independent components from a mixture of signals. Several implementations of this method have been tested in Python and Matlab. The best quality results were shown by an algorithm implemented in MatLab using the built-in reconstructive analysis of independent components (RICA) from a set of statistics and machine learning tools. In terms of speed, the best results were shown by the implementation of the algorithm in Python with the method of fast analysis of independent components (FastICA). The MSE for the range of 10-20 breaths per minute was 2.14 breaths per minute. The MSE for 20-30 breaths per minute was 3.46 breaths per minute.*

*Respiratory rate; mobile application; three-axis accelerometer; Butterworth band-pass filter; independent component analysis (ICA); spectral analysis.*

**Введение.** На сегодняшний день практически у каждого человека есть мобильное устройство, оснащенное множеством датчиков, таких как акселерометр, гироскоп, геомагнитный датчик, датчик приближения и другие.

Измерение частоты дыхания широко используется в медицинской практике для проверки нормального функционирования дыхательных и сердечных систем. Подобные измерения могут быть использованы для определения интенсивности физических нагрузок, регистрации поверхностного дыхания и отдышки.

В медицинской практике для определения частоты дыхания могут быть использованы следующие инструменты и методики: капнограф, дыхательный индуктивный плетизмограф, электроимпедансная томография, термистор, как термоанемометр для измерения расхода воздуха и другие.

Для определения частоты дыхания может быть использованы различные методы (инструменты).

Акселерометр также, как и остальные типы датчиков может быть использован для определения частоты дыхания. Для этого от акселерометра получают данные измерений в течении некоторого времени, на основе анализа этих данных получают частоту дыхания. Например, в исследованиях [1–4] оценивается частота дыхания поиском доминантной частоты в спектре сигнала одноосного акселерометра, закрепленного в верхней части живота для трех типов дыхания: медленного, нормального и быстрого. В работах [5–8] измерения проводились с использованием трехосевого акселерометра, расположенного на ремне во время различных видов деятельности таких как сидение, ходьба, бег и сон. В исследовании [9] для расчета частоты дыхания используется значения косинуса угла поворота вектора ускорения трехосевого акселерометра. Интересными являются задачи, которые решаются с применением акселерометров в работах [10–12], здесь рассматривается оценка затрачиваемой человеком энергии, оценка вентиляции воздуха у детей, а также использование нескольких акселерометров для оценки формы сигнала, формируемого в процессе дыхания. В [13] исследуемый сигнал был получен с использованием трехосевого акселерометра, расположенного на спине и трехосевого акселерометра, расположенного на груди во время бега испытуемого, для определения частоты дыхания были использованы методы оптимальных поворотов трехосевых акселерометров, адаптивные полосовые фильтры, основанные на доминантной частоте и алгоритмы определения пиков. В работе [14] проводится анализ исследований в части контроля сердечного ритма, который связан с частотой дыхания, при этом рассматриваются учащение сердечного ритма в отдельных видах спорта, также в работе рассматривается подход объединения данных от различных датчиков, так называемый *sensor fusion*, позволяющий повышать точность оценки исследуемого параметра. В работе [15] представлено устройство компании *Smartlifeinc Limited* для контроля ряда биометрических параметров, среди них из-

мерение объема расхода воздуха при дыхании, оценка проводится с помощью умной одежды, оснащенной системой датчиков. В [16, 17] смартфон со встроенным трехосевым акселерометром был расположен в кармане брюк, в сумке и руке. Сигнал акселерометра был отфильтрован полосовым фильтром Баттерворта [22, 23] и затем очищен от шума с использованием анализа независимых компонент (ICA) из работ [24, 25].

**Основная часть.** В настоящей статье представлена видеоизмененная реализация алгоритма [16] по определению частоты дыхания.

Предполагается, что мобильное устройство находится в верхне-передней области бедра (рис. 1).

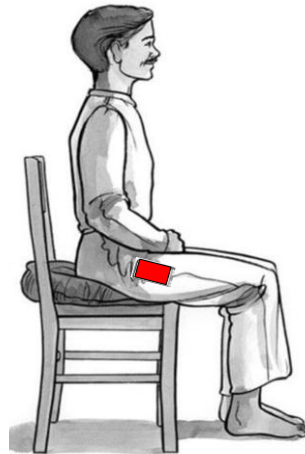


Рис. 1. Место расположения мобильного устройства

Алгоритм определения частоты дыхания основан на методе определения частоты дыхания, описанный в статье [16]. На вход алгоритму подается сигнал длиной 17 с. с трехосевого акселерометра, который представим в виде таблицы размером  $4 * n$  ( $n$  – длина сигнала), со столбцами соответствующими временному отсчету, ускорению по оси  $x$ , по оси  $y$  и по оси  $z$  (рис. 2).

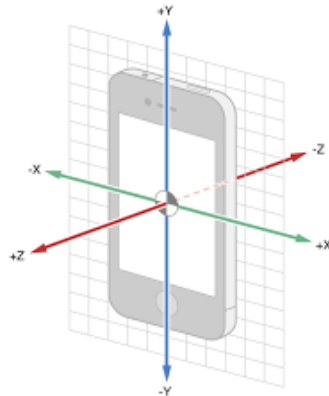


Рис. 2. Направления осей  $x$ ,  $y$ ,  $z$  мобильном телефоне

Для определения частоты дыхания производятся следующие шаги:

- 1) приведение сигнала к частоте дискретизации 100 Гц;

- 2) z-нормирование сигнала;
- 3) фильтрация сигнала полосовым фильтром Баттерворта с полосой пропускания [0.13, 0.66] Гц;
- 4) применение анализа независимых компонент (ICA) для получения 3-х независимых сигналов;
- 5) получение трех доминантных частот в частотной области для трех сигналов;
- 6) вычисление медианы для трех доминантных частот.

Блок схема алгоритма представлена на рис. 3.

В статье [16] частота дискретизации входного сигнала 100 Гц, но на устройствах, используемых в эксперименте частоты дискретизации больше 100 Гц, что получается в результате опытов по считыванию сигналов на исследуемых устройствах. Сигнал частотой 100 Гц получается путем вычисления математического ожидания входного сигнала на отрезках  $[0k, 10k]$  мс для натурального числа  $k$  по формуле (1):

$$\mu = \sum_{i=1}^N \frac{x_i}{N}. \quad (1)$$

Для сигнала рассчитывается математическое ожидание (1), среднеквадратичное отклонение (2), выполняется z-нормирование сигнала по формуле (3) (z – нормирование сигнала это приведение сигнала к 0-ому мат-ожиданию и 1-ому среднеквадратичному отклонению). Среднеквадратичное отклонение сигнала рассчитывается по формуле (2):

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^2}{N}}, \quad (2)$$

а z – нормирование сигнала  $x$  осуществляется по формуле (3):

$$x_i = \frac{x_i - \mu}{\sigma}, \quad (3)$$

для всех отсчетов  $x_i$  сигнала  $x$ .

Для удаления шума используется анализ независимых компонент [18–21]. Алгоритм анализа независимых компонент преобразует сигнал размера  $3 * n$  в сигнал размера  $l * n$ , где  $l$  – число компонент, а  $n$  – длина сигнала.

Частоты, на которых практически невозможно наблюдать сигнала дыхания, исключаются применением полосового фильтра (как комбинации высокочастотного и низкочастотного фильтра) Баттерворта 1-ого порядка для частотного диапазона [0.13, 0.66] Гц с передаточной функцией, которая может быть представлена в виде (4):

$$F(x) = \frac{(1-x)^L}{(1-x)^L + cx^N}. \quad (4)$$

В частотной области отфильтрованного сигнала находятся доминантные частоты для сигнала. В результате для  $l$  компонент сигнала длиной  $n$  получаются доминантные частоты, которые соответствуют возможным частотам дыхания. Для того, чтобы получить результирующую частоту дыхания для выборки из  $l$  доминантных частот сигнала берется медиана сигнала. Медиана  $med$  для сигнала  $x$  длиной  $N$  вычисляется по формуле (5):

$$\begin{cases} med = \frac{x_{j+1} + x_j}{2}, j = \frac{N}{2}, \text{ если } N - \text{ четное} \\ med = x_j, j = \frac{N+1}{2}, \text{ если } N - \text{ нечетное} \end{cases}. \quad (5)$$

Блок схема алгоритма представлена на рис. 3.

Реализация алгоритма в системе мониторинга состояния здоровья.

Алгоритм был реализован на двух языках программирования: matlab и python. Скорость работы алгоритмов на языке matlab была ниже чем на языке python. Однако matlab аналог алгоритма анализа независимых компонент (RICA), который может быть настроен так, чтобы он возвращал большее число  $n > 3$  независимых компонент, чем подается на вход (3 независимых компонент). В реализации на python может быть использован другой аналог анализа независимых компонент (FastICA) [18] из библиотеки scipy, которая, если потребовать на выходе больше 3 компонент, вернет такие компоненты, для которых определение частоты дыхания дальнейшими шагами алгоритма становится крайне неточным.

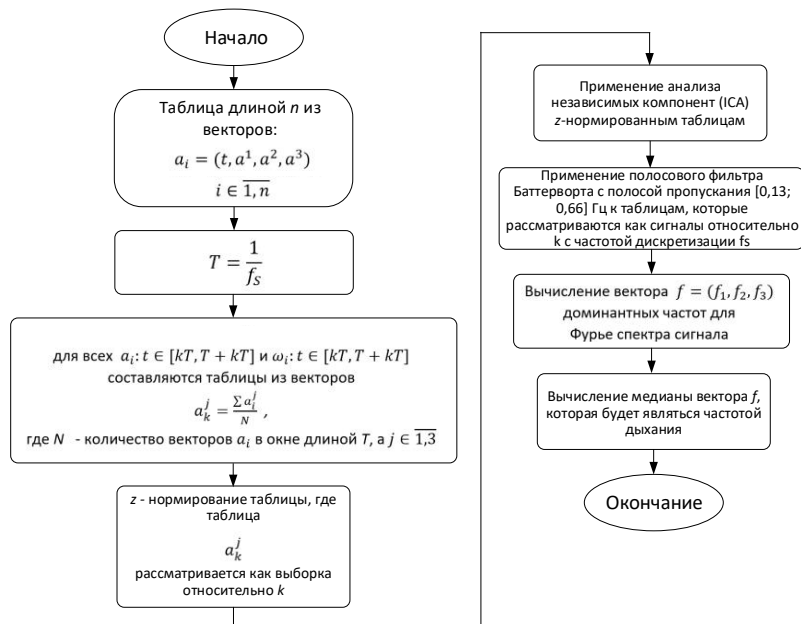


Рис. 3. Блок схема алгоритма

**Эксперимент.** Для проверки правильности работы алгоритма был проведен следующий эксперимент. У испытуемого, находящегося в сидячем положении, мобильное устройство с трехосевым акселерометром было размещено в верхней передней области бедра. Во это же время для верификации алгоритма была измерена частота дыхания путем подсчета количества вдохов в минуту. Всего было проведено 100 таких опытов для диапазона дыхания [10, 20] вдохов/мин, и для диапазона дыхания [20, 30] вдохов/мин. Эксперимент был проведен с использованием следующих устройств:

1) клиентского: смартфон Xiaomi  
характеристики:

- ◆ RAM: 4 Гб;
- ◆ CPU: 2,3 ГГц;
- ◆ акселерометр и гироскоп.

2) серверного: ноутбук  
характеристики:

- ◆ GPU: NVIDIA Quadro RTX 6000;
- ◆ оперативная память: 64 Гб;
- ◆ процессор: Intel® Core™ i9-9920X;
- ◆ постоянная память: SSD Intel SSDPEKKW010T8(004C) 1Тб.

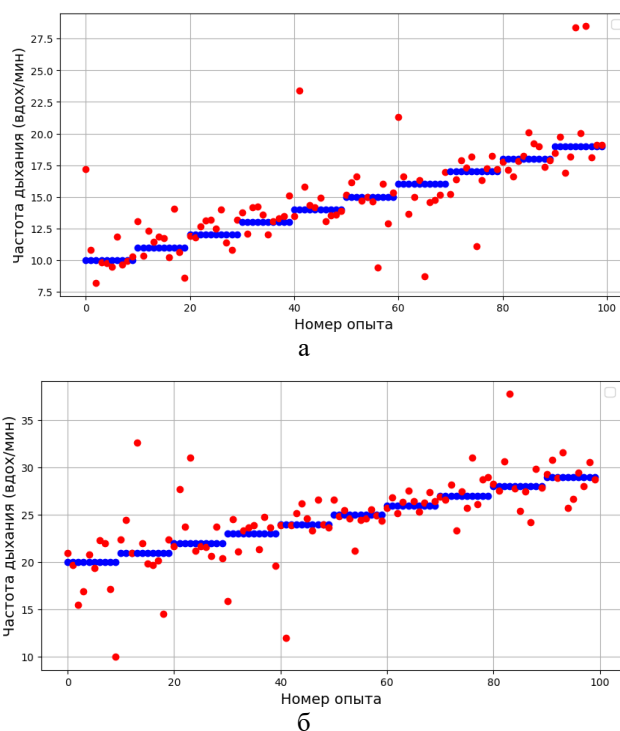


Рис. 4. Результаты измерения частоты дыхания: а – для диапазона [10, 20] вдохов/мин, б – для диапазона [20, 30] вдохов/мин, синим цветом – значения, измеренные вручную, красным цветом – значения измеренные, разработанным ПО

По результатам эксперимента был проведен анализ на выбросы графическим методом для определения выбросов и ошибки метода. Ошибка метода  $E_{method}$  была рассчитана по следующей формуле.  $N_{out}$  – число выбросов.

$$E_{method} = \frac{N_{out}}{N}, \quad (6)$$

где  $N$  – общее число испытаний,  $N_{out}$  – число выбросов.

Результаты эксперименты представлены на графиках (рисунок 4а и 4б).

Среднеквадратичная ошибка для диапазона [10, 20] составила 2,14. Среднеквадратичная ошибка для диапазона [20, 30] составила 3,46. Ошибка метода на отрезке [10, 20] составила 0,1. Ошибка метода на отрезке [20, 30] составила 0,09.

**Выводы.** Разработанный алгоритм и его программная реализация могут использоваться в приложениях мониторинга здоровья человека, разворачиваемых на смартфонах на базе платформы Android. Полученная реализация позволяет с высокой точностью анализировать частоту дыхания для работников, которые большую часть своего рабочего дня сидя в офисе. Ошибки метода можно устранить путем увеличения времени задержки перед запуском алгоритма, например, методом скользящего окна, минимизируя вероятность ошибок. В связи с этим рекомендуемое время эксперимента для определения поверхностного дыхания должно составлять 1 мин. Точность алгоритма можно повысить путем подбора различных вариаций метода анализа независимых компонент (ICA) и параметров метода. Полученный сигнал после анализа независимых компонент позволяет анализировать помимо частоты дыхания, паттерны дыхания, что предоставляет возможности расширения диагностических возможностей реализации.

**Благодарность:** Работа выполнена за счет средств Программы стратегического академического лидерства Казанского (Приволжского) федерального университета ("ПРИОРИТЕТ-2030").

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Mansour K.B., Guesneau M., Mansour K.B.* Monitoring of various breathing rate with an accelerometer, *JETSAN 2021-Colloque en Télésanté et dispositifs biomédicaux-8ème edition*, 2021.
2. *Biró Attila & Szilagy Miklos & Szilagy Laszlo & Martin-Martin Jaime & Cuesta-Vargas Antonio.* Machine Learning on Prediction of Relative Physical Activity Intensity Using Medical Radar Sensor and 3D Accelerometer, *Sensors*, 2023, 23, 3595. 10.3390/s23073595.
3. *Markovic A.* Use of a MEMS Accelerometer to Monitor Breathing Motion, *Medical Physics*, 2013, 40, 287. 10.1118/1.4814796.
4. *Ali, Shan & Khan, Ali & Zia, Shafaq.* (2022). Cough Detection Using Mobile Phone Accelerometer and Machine Learning Techniques. 10.1007/978-3-031-10031-4\_19.
5. *Liu G.Z. et al.* Estimation of respiration rate from three-dimensional acceleration data based on body sensor network, *Telemedicine and e-health*, 2011, Vol. 17, No. 9, pp. 705-711.
6. *Simonetti Emeline & Bergamini Elena & Bascou Joseph & Vannozzi Giuseppe & Pillet Helene.* Three-dimensional acceleration of the body center of mass in people with transfemoral amputation: Identification of a minimal body segment network, *Gait & Posture*, 2021, 90, pp. 129-136. 10.1016/j.gaitpost.2021.08.017.
7. *Hasan Kareeb & Pour Ebrahim, Malikeh & Xu Hongqiang & Yuce Mehmet.* Analysis of Spectral Estimation Algorithms for Accurate Heart Rate and Respiration Rate Estimation Using an Ultra-Wideband Radar Sensor, *IEEE reviews in biomedical engineering*, 2022, PP. 10.1109/RBME.2022.3212695.
8. *Sato Hiroya & Kawaharazuka Kento & Makabe Tasuku & Okada Kei & Inaba Masayuki.* Online Estimation of Self-Body Deflection With Various Sensor Data Based on Directional Statistics, 2023.
9. *Bates A. et al.* Respiratory rate and flow waveform estimation from tri-axial accelerometer data, *2010 International Conference on Body Sensor Networks*. IEEE, 2010, pp. 144-150.
10. *Koizumi Nao & Ogata Hitomi & Negishi Yutaro & Nagayama Hisashi & Kaneko Miki & Kiyono Ken & Omi Naomi.* Energy Expenditure of Disaster Relief Operations Estimated Using a Tri-Axial Accelerometer and a Wearable Heart Rate Monitor, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2023, 20, 5742. 10.3390/ijerph20095742.
11. *Tsai Junko & Tanaka Chiaki & Tanaka Shigeo.* Estimation of minute respiratory ventilation rate of preschool children using tri-axial accelerometer, *Journal of Japan Society for Atmospheric Environment*, 2010, 45, pp. 235-245. 10.11298/taiki.45.235.
12. *Siqueira Ailton & Spirandeli Amanda & Moraes Raimes & Zarzoso Vicente.* Respiratory Waveform Estimation From Multiple Accelerometers: An Optimal Sensor Number and Placement Analysis, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2018. PP. 1-1. 10.1109/JBHI.2018.2867727.
13. *Vertens J. et al.* Measuring Respiration and Heart Rate using Two Acceleration Sensors on a Fully Embedded Platform, *icSPORTS*, 2015, pp. 15-23.
14. *Griffiths Benjamin & Preece Stephen.* A New Wearable Device For Free-Living Measurement of Respiration Rate, 2017.
15. *Chang Bu.* Application of Heart Rate Acceleration Motion Wireless Sensor Fusion in Individual Special Competitive Sports, *Journal of Sensors*, 2021, 1-11. 10.1155/2021/5723567.
16. *Hernandez J., McDuff D.J., Picard R.W.* Biophone: Physiology monitoring from peripheral smartphone motions, *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, 2015, pp. 7180-7183.
17. *Creighton Catherine.* Monitoring During Anesthesia: Physiology, 2023. 10.1007/978-3-031-22805-6\_1.
18. *Oja E., Yuan Z.* The FastICA algorithm revisited: Convergence analysis, *IEEE transactions on Neural Networks*, 2006, Vol. 17, No. 6, pp. 1370-1381.
19. *Karmuse Sachin & Kakhandki Arun & Anandhalli Mallikarjun.* Video-Based Heart Rate Measurement Using FastICA Algorithm, 2022. 10.1007/978-981-16-7011-4\_42.
20. *Wei Tianwen.* Asymptotic analysis of the generalized symmetric FastICA algorithm, *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2014, 63. 10.1109/SSP.2014.6884675.

21. *Shahshahani, Seyed Mohammad Reza & Mahdiani Hamid.* FiCA: A Fixed-point Custom Architecture FastICA for Real-time and Latency-Sensitive Applications, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2022, pp. 10.1109/TNSRE.2022.3213010.
22. *Selesnick I.W., Burrus C.S.* Generalized digital Butterworth filter design, *IEEE Transactions on signal processing*, 1998, Vol. 46, No. 6, pp. 1688-1694.
23. *Elitas S.* A computer aided design of digital filters. NASA STI/Recon Technical Report No. 11304-, 1977.
24. *Le Q. et al.* ICA with reconstruction cost for efficient overcomplete feature learning, *Advances in neural information processing systems*, 2011, Vol. 24.
25. *Livezey Jesse & Bujan Alejandro & Sommer Friedrich.* On degeneracy control in overcomplete ICA, 2016.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.В. Боженюк.

**Чикрин Дмитрий Евгеньевич** – Казанский (Приволжский) федеральный университет; e-mail: dmitry.kfu@ya.ru; г. Казань, Россия; тел.: +78432337037; д.т.н.; директор Института вычислительной математики и информационных технологий.

**Егорчев Антон Александрович** – e-mail: eanton090@gmail.com; тел.: +78432337609; к.т.н.; зам. директора по общим вопросам Института вычислительной математики и информационных технологий.

**Пашин Дмитрий Михайлович** – e-mail: dmitry.m.pashin@gmail.com; тел.: +78432337871; д.т.н., проректор по цифровой трансформации и инновационной деятельности.

**Сарамбаев Никита Андреевич** – e-mail: sarambaev@gmail.com; инженер-программист сектора высокоуровневой разработки Научно-исследовательского центра «Центр превосходства Специальная робототехника и искусственный интеллект» Института вычислительной математики и информационных технологий.

**Chickrin Dmitry Evgenevich** – Kazan (Volga Region) Federal University; e-mail: dmitry.kfu@ya.ru; Kazan, Russia; phone: +78432337037; dr. of eng. sc. director of the Institute of computer mathematics and information technologies.

**Egorchev Anton Aleksandrovich** – e-mail: eanton090@gmail.com; phone: +78432337609; cand. of eng. sc.; deputy director for general affairs of the Institute of computer mathematics and information technologies.

**Pashin Dmitry Mikhailovich** – e-mail: dmitry.m.pashin@gmail.com; phone: +78432337871; dr. of eng. sc. vice-rector for digital transformation and innovation.

**Sarambaev Nikita Andreevich** – e-mail: sarambaev@gmail.com; phone: +79179029352; engineer-programmer of the high-level development sector of the Research Center "Center of excellence special robotics and artificial intelligence" of the Institute computer mathematics and information technologies.

УДК 004.31(075.8)

DOI 10.18522/2311-3103-2023-4-42-56

**К.А. Иваненко, Д.Б. Борзов, И.Е. Чернецкая, В.С. Титов, А.С. Сизов**

## **ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВ ПЛАНИРОВАНИЯ И ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА РАЗМЕЩЕНИЯ В МАТРИЧНЫХ МУЛЬТИПРОЦЕССОРНЫХ СИСТЕМАХ ВЫСОКОЙ ГОТОВНОСТИ**

*Рассматривается тема мультипроцессорных систем высокой готовности, применяющихся в таких задачах, как геолокация, прицеливание, атомные системы, прогнозирование наблюдения, слежение и другие. При возникновении таких внештатных ситуаций, как неисправность или отказ отдельных процессорных модулей системы, а также ситуаций, связанных с оперативным воздействием на мультипроцессорную систему, возникает необходимость сроч-*