

УДК 004:001.891.573:615.47

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ ЛЕГКИХ И СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ РЕЗУЛЬТАТОВ МОНИТОРИНГА ПОЛЯ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОВОДИМОСТИ ГРУДНОЙ ПОЛОСТИ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ И РЕЗУЛЬТАТОВ ПУЛЬСОКСИМЕТРИИ

Кучер А.И., Алексанян Г.К., Щербakov И.Д.

*Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им. М.И. Платова,
Новочеркасск, e-mail: a.kucher@npi-tu.ru*

Технические средства медицинской визуализации являются одними из важных элементов при мониторинге и диагностике функционального состояния биологического объекта. Технология электроимпедансной томографии (ЭИТ) является одним из перспективных и бурно развивающихся направлений медицинской визуализации. Одной из проблем ЭИТ является задача идентификации тканей и органов грудной полости по результатам ЭИТ. Одним из перспективных направлений является решение данной задачи с применением метода интеллектуального анализа данных. В настоящей работе разработан нейро-нечеткий классификатор, который по результатам мониторинга изменения проводимости грудной полости методом ЭИТ, оценки интегральной вентиляционной функции легких и пульсоксиметрии выделяет области сердца и легких на ЭИТ изображениях. Для проверки работоспособности классификатора разработано устройство сбора и передачи данных для ЭИТ с каналом пульсоксиметрии, позволяющее вести непрерывный сбор данных для мониторинга поля изменения проводимости грудной полости с параллельным получением данных пульсоксиметрии. На основании результатов мониторинга проведено испытание разработанного классификатора, подтвердившее его работоспособность. Предложен метод интеллектуальной идентификации внутренних структур биологического объекта при ЭИТ на примере легких и сердца человека.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, грудная полость, легкие, сердце, нейро-нечеткий классификатор, аппаратно-программный комплекс

INTELLECTUAL IDENTIFICATION OF LUNG AND HUMAN HEART BASED ON THE RESULTS OF FIELD MONITORING OF CHANGE OF CONDUCTIVITY OF THE BREAST CAVITY BY ELECTRIC IMPEDANCE TOMOGRAPHY AND PULSE RESULTS

Kucher A.I., Aleksanyan G.K., Scherbakov I.D.

South Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk, e-mail: a.kucher@npi-tu.ru

Technical means of medical imaging are some of the important elements in monitoring and diagnosing the functional state of a biological object. The technology of electrical impedance tomography (EIT) is one of the promising and rapidly developing areas of medical imaging. One of the problems of EIT is the identification of tissues and organs of the chest cavity according to the results of EIT. One of the promising areas is to solve this problem using the data mining method. In this work, we developed a neuro-fuzzy classifier, which, according to the results of monitoring changes in the conductivity of the chest cavity using the EIT method, evaluating the integrated ventilation function of the lungs and pulse oximetry, highlights the areas of the heart and lungs in EIT images. To verify the classifier's performance, a device for collecting and transmitting data for EIT with a pulse oximetry channel has been developed, which allows continuous data collection to monitor the field of changes in the conductivity of the chest cavity with the simultaneous receipt of pulse oximetry data. Based on the monitoring results, a test of the developed classifier was carried out, confirming its performance. A method is proposed for the intellectual identification of the internal structures of a biological object in EIT using the example of the lungs and heart of a person.

Keywords: electrical impedance tomography, chest cavity, lungs, heart, neuro-fuzzy classifier, hardware-software complex

Технические средства медицинской визуализации являются одними из важных элементов при мониторинге и диагностике функционального состояния биологического объекта. Весьма перспективным направлением во всем мире является неинвазивная медицинская визуализация. В настоящее время она бурно развивается для решения принципиальных проблем, касающихся стоимости медицинских устройств, повышения их доступности, упрощения аппаратной реализации, увеличения функцио-

нальных возможностей и др. Технология электроимпедансной томографии (ЭИТ) [1] (неинвазивного метода реконструкции и визуализации распределения проводимости (или его изменения) в биологических объектах по результатам электрических измерений на его поверхности) является одним из перспективных и бурно развивающихся направлений медицинской визуализации. Это обусловлено достоинствами метода ЭИТ, которые заключаются в простоте аппаратной реализации, неинвазивном по-

лучении диагностической информации, возможности исследования динамических процессов, низкой стоимостью устройств. Однако, несмотря на достоинства и возможности метода ЭИТ, существует ряд фундаментальных проблем, решение которых позволит повысить эффективность применения метода ЭИТ в клинической практике. Одной из таких проблем является задача идентификации тканей и органов грудной полости по результатам ЭИТ.

Целью настоящего исследования является разработка метода интеллектуальной идентификации областей сердца и легкого на основании анализа результатов мониторинга поля изменения проводимости грудной полости методом ЭИТ с учетом данных пульсоксиметрии. Для реализации метода разработан нейро-нечеткий классификатор для интеллектуальной идентификации областей легких и сердца на ЭИТ изображениях с учетом показаний пульсоксиметрии и результатов оценки интегральной вентиляционной функции легких человека, а также устройство сбора и передачи данных для ЭИТ с каналом пульсоксиметрии.

Материалы и методы исследования

Для формирования измерительной информации для реконструкции поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$ методом ЭИТ, а также данных пульсоксиметрии [2] разработано устройство сбора и передачи данных для ЭИТ с каналом пульсоксиметрии, структурная схема которого показана на рис. 1. Устройство сбора и передачи данных с каналом пульсоксиметрии в составе макета интеллектуальной идентификации внутренних структур биологического объекта на основе ЭИТ предназначено для непрерывного получения данных для ЭИТ и пульсоксиметрии. Устройство работает следующим образом: после получения команды от оператора программное обеспечение (ПО) на персональном компьютере (ПК) формирует массив состояний цифровых выводов многофункционального модуля *L-Card E-502* [3], подключенных к адресным входам блоков коммутаторов источника тока БК_{ИТ} и измерения БК_{ИЗМ}, а также массив цифровых кодов цифро-аналогового преобразователя ЦАП. Подготовленные массивы передаются в микроконтроллер МК модуля *L-Card E-502*. Далее ПК передает МК команду на старт синхронного сбора данных с аналогово-цифрового преобразователя АЦП и циклический вывод данных на ЦАП и цифровые выходы. В ходе циклического вывода на выходе ЦАП формируется напряжение U_{γ} форма, частота и амплитуда которого

задают форму, частоту f_i и амплитуду тока I на выходе источника тока, управляемого напряжением ИТУН. В ходе циклического вывода на цифровые выходы в ходе смены кодов на адресных входах БК_{ИТ} происходит переключение коммутаторов, в ходе которого ИТУН подключается к заданной паре электродов из блока электродов БЭ. Смена кодов на адресных входах БК_{ИЗМ} приводит к переключению коммутаторов, в ходе которого заданные электроды из БЭ подключаются к дифференциальному усилителю ДУ. Разность потенциалов усиливается, проходит через фильтр высоких частот для отстройки от биопотенциалов и преобразовывается в цифровую форму с помощью АЦП. Параллельно МК запрашивает данные о светопоглощении красного и инфракрасного излучений от пульсоксиметра ПО (*MAX30100* [4]). При заполнении буфера МК заданным числом отсчетов данные передаются в ПК и сохраняются для последующей реконструкции поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$.

Разработанное устройство позволяет получать данные пульсоксиметрии с частотой дискретизации 100 Гц, а также данные $\Delta\Phi(t)$ для реконструкции поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$ для электродной системы из одного электродного пояса с числом электродов $N = 16$. Частота f_i инжектируемого тока I от 20 до 100 кГц, форма – синусоидальная, треугольная, прямоугольная. Амплитуда инжектируемого тока 5 мА. Время формирования одного набора данных $\Delta\Phi(t_i)$ при $f_i = 50$ кГц – 40,6 мс.

Для реконструкции поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$ использовано ПО *EIDORS* [5], а именно метод конечных элементов и алгоритма Гаусса – Ньютона для лианеризованной обратной задачи ЭИТ с применением регуляризации [6]:

$$\Delta\Omega = (J^T J + \lambda R^T R)^{-1} J^T d\Phi,$$

где J – матрица Якоби (матрица чувствительности); λ – параметр регуляризации (гиперпараметр); R – регуляризирующий оператор. В качестве R использована единичная матрица, т.е. использована регуляризация Тихонова [7]. Вектор $\Delta\Omega = \{\Delta\sigma_s\}$ состоит из S элементов, где S – число элементов сетки конечно-элементной модели. Номер строки равен номеру элемента.

Для интеллектуальной идентификации областей сердца и легкого на основании анализа результатов мониторинга поля изменения проводимости грудной полости методом ЭИТ с учетом данных пульсоксиметрии разработан нейро-нечеткий классификатор для определения степени воздухо-

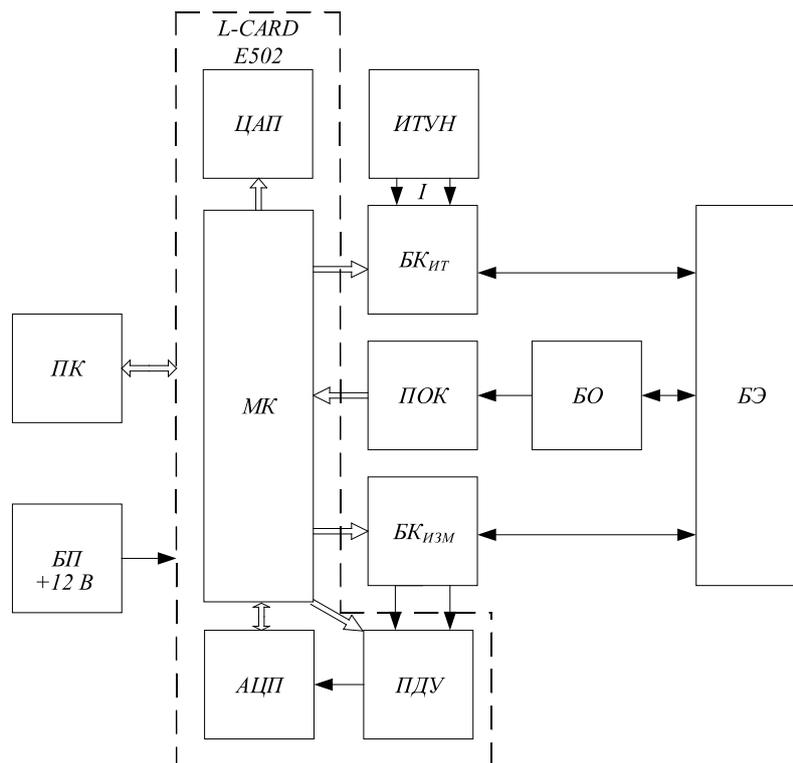


Рис. 1. Структурная схема устройства сбора и передачи данных для ЭИТ с каналом пульсоксиметрии

и кровенаполнения конечного элемента модели грудной полости по результатам оценки изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$, интегральной вентиляционной функции легких $\Psi(t)$ [8] и пульсоксиметрии $IR(t)$.

Для работы нейро-нечеткого классификатора использована искусственная нейронная сеть (ИНС), основанная на технологии долгой краткосрочной памяти (*LSTM*) [9]. Число слоев равно одному, число входных нейронов равно числу кадров Nt , число выходных нейронов равно числу конечных элементов в кадре S . Нейросеть на основе *LSTM* является подходящей для оценки последовательностей данных, в том числе и меняющихся со временем. В результате разработанный классификатор получает на вход данные об изменении проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$, а также две обучающие выборки с данными об активности легких ($\Psi(t)$) и сердца ($IR(t)$).

На основании полученных данных формируется матрица K размером $1 \times S$, где элемент k_j ($j = 1..S$) принимает значения в диапазоне от -1 до 1 , где: 0 – другое; -1 – легкое; 1 – сердце. Ввиду того, что значения на выходе ИНС принимают не дискретные значения $-1; 0; 1$, а значения в диапазоне $[-1; 1]$, использована ещё одна однослойная ИНС, основанная на методе K -средних [10], для

кластеризации полученных результатов. Данная ИНС делит матрицу K на 3 кластера, которые после объединения формируют матрицу K_{fs} , значения которой принимают только дискретные значения $-1; 0; 1$.

Результаты исследования и их обсуждение

С помощью разработанного устройства получены данные $\Delta\Phi(t)$ для реконструкции поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$ и данные об изменении светопоглощения тканей в инфракрасном спектре $IR(t)$. Произведен мониторинг в течение 393 с, за которые пациент дышал спокойно с 0 по 60, с 130 по 310 и с 355 по 393 с, дышал глубоко с 310 по 355 с и произвел задержку дыхания после глубокого вдоха (апноэ) с 60 по 130 с. Данные области наблюдаются на графике $\Psi(t)$, представленном на рис. 2.

Для работы нейро-нечеткого классификатора использованы области спокойного дыхания (с 20 по 40 с мониторинга) и область апноэ (с 80 по 100 с мониторинга). На рис. 3, а, показана область графика $\Psi(t)$, использованная для интеллектуальной идентификации областей легких и сердца на основании результатов ЭИТ и пульсоксиметрии. На рис. 3, б, показана аналогичная область для графика $IR(t)$.

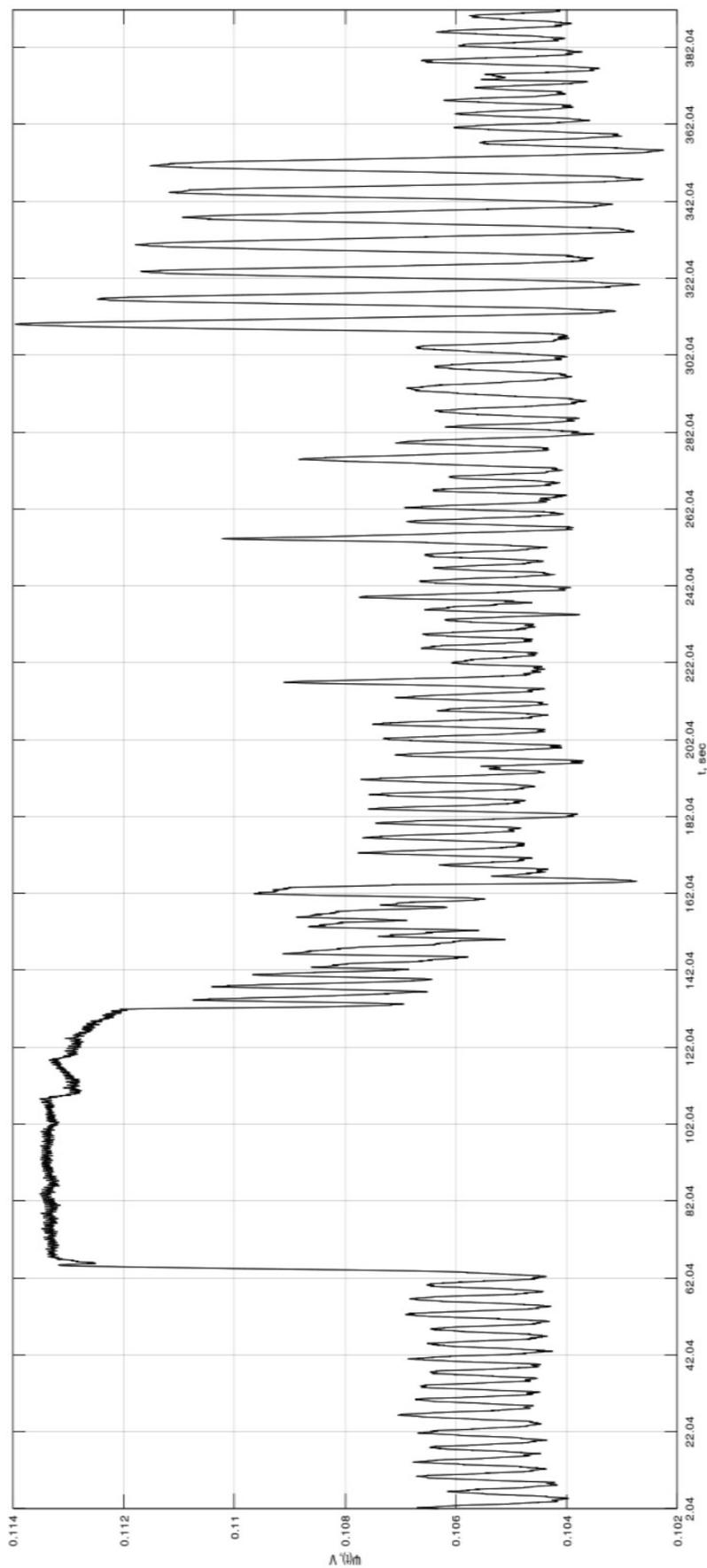


Рис. 2. График $\Psi(t)$, полученный на основании данных, измеренных разработанным устройством сбора и передачи данных для ЭИП

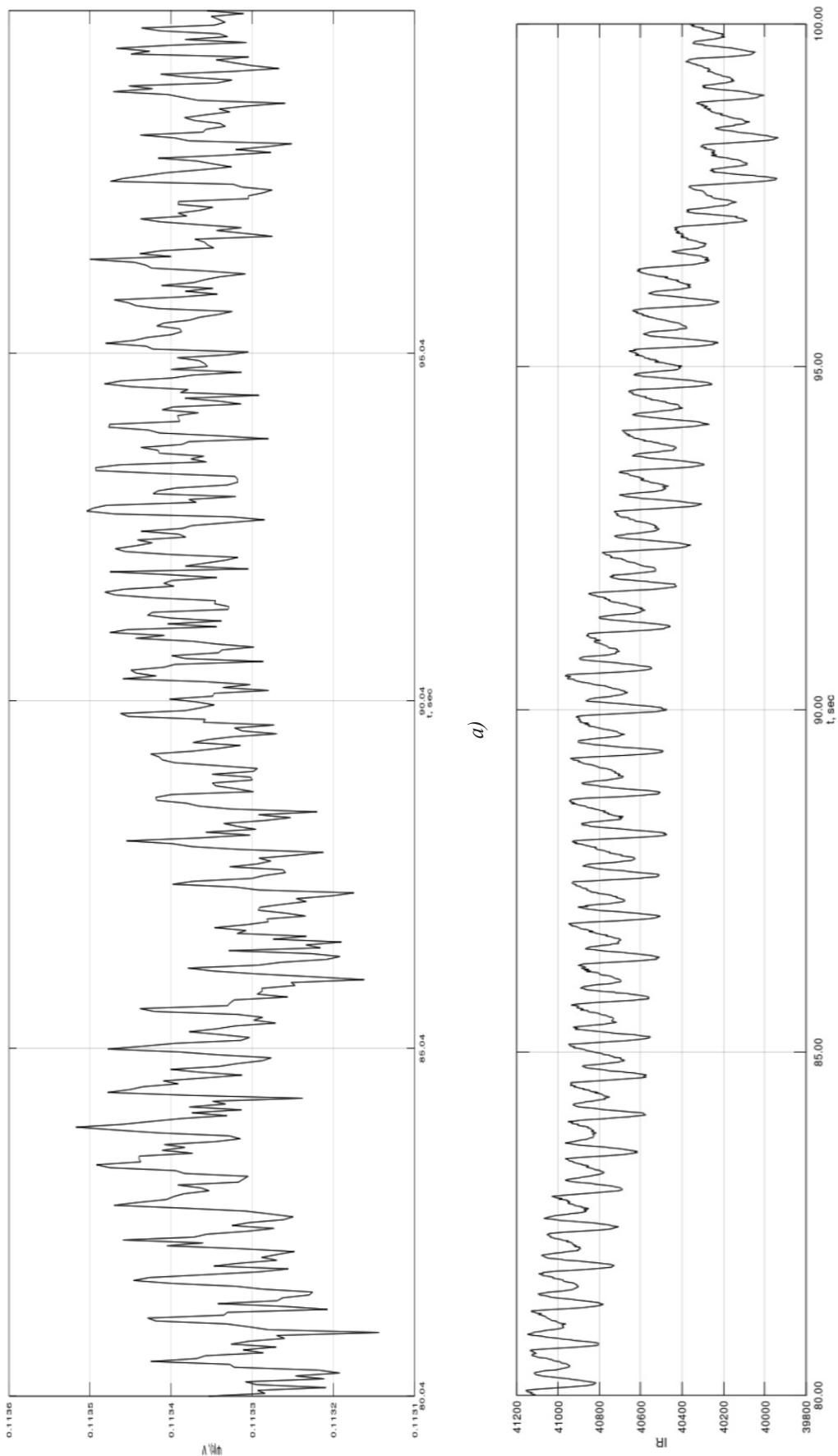


Рис. 3. График $\Psi(t)$ (а) и $IR(t)$ (б), полученные во время апноэ (с 80 по 100 с мониторинга)

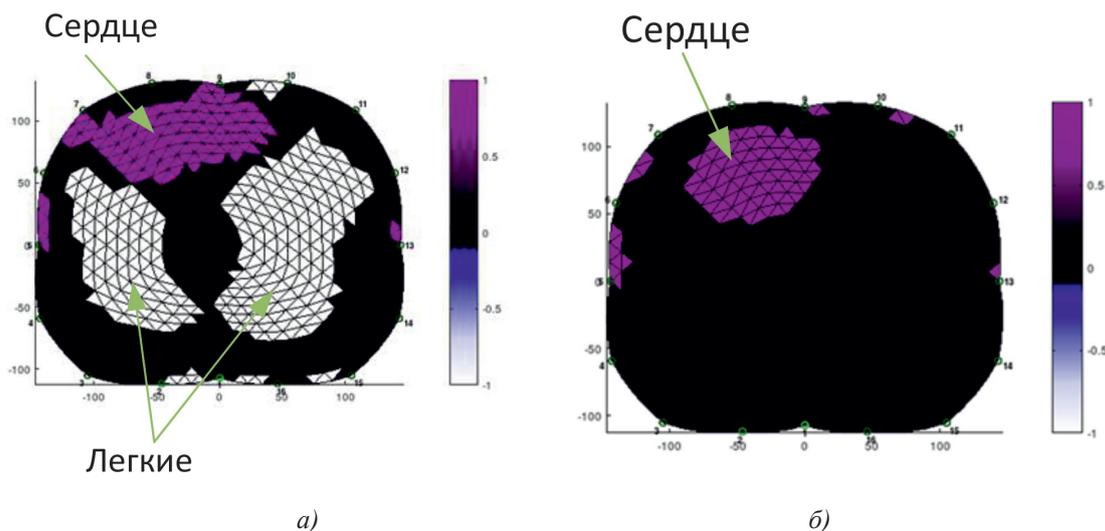


Рис. 4. Результаты работы классификатора для данных, полученных при спокойном дыхании (а) и при апноэ (б)

Результаты работы разработанного нейро-нечеткого классификатора на основании данных, полученных с помощью разработанного устройства сбора и передачи данных для ЭИТ с каналом пульсоксиметрии для данных во время спокойного дыхания и апноэ, представлены на рис. 4.

Как видно из рис. 4, во время работы респираторной и сердечно-сосудистой систем (спокойное дыхание) разработанный классификатор позволяет выделить области, относящиеся к сердцу и легким. При работе лишь сердечно-сосудистой системы (апноэ) классификатор выделяет лишь область сердца. Присутствуют артефакты, вызванные неидеальностью измерительных данных. Таким образом, разработанный нейро-нечеткий классификатор позволяет на основании информации об активности респираторной системы (например, интегральная вентиляционная функция легких $\Psi(t)$) и сердечно-сосудистой системы (например, данные пульсоксиметрии $IR(t)$) и результатов мониторинга поля изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$ методом ЭИТ идентифицировать области легких и сердца на ЭИТ-изображениях.

Предлагается метод интеллектуальной идентификации внутренних структур биологического объекта при ЭИТ на примере легких и сердца человека. Для реализации метода на грудную полость человека крепят P поясов, каждый из которых состоит из N электродов. Также на указательный палец пациента крепят пульсоксиметр для регистрации активности сердечно-сосудистой системы $HA(t)$. После инициализации систе-

мы и запуска процесса мониторинга система за фиксированное время Δt производит сбор и обработку измерительных данных $\Delta\Phi(t_k)$, реконструкцию поля изменения проводимости $\Delta\Omega(t_k-1)$, фиксацию $HA(t_k)$, интеллектуальную идентификацию областей сердца и легких. Для формирования массива измерительных данных $\Delta\Phi(t_k)$ по заданному алгоритму инъектирования IA , содержащего M комбинаций измерительных электродов, производится переключение инъектирующих электродов, а регистрация разностей потенциалов $\Delta\phi_{m,l}(t_k)$ ($m = 1..M$, $l = 1..L$) производится в соответствии с алгоритмом измерения MA с числом комбинаций L . Параллельно со сбором данных для ЭИТ-реконструкции производится сбор данных об активности сердечно-сосудистой системы с помощью датчика пульсоксиметрии. На основании полученных значений $\Delta\Phi(t_k)$ производится расчет интегрального параметра $\Psi(t_k)$. С учетом полученного значения $\Psi(t_k)$ определяется опорная точка для дифференциальной ЭИТ-реконструкции, после чего производится реконструкция $\Delta\Omega(t_k-1)$. Полученные данные $\Delta\Omega(t)$, $\Psi(t)$ и $HA(t)$ подаются на вход нейро-нечеткого классификатора, формирующего изображение томографического среза с выделенными областями легкого и сердца.

Заключение

Для интеллектуальной идентификации областей сердца и легкого на основании анализа результатов мониторинга поля изменения проводимости грудной полости методом ЭИТ с учетом данных пульсокси-

метрии разработан нейро-нечеткий классификатор, который по результатам оценки изменения проводимости грудной полости $\Delta\Omega(t)$, интегральной вентиляционной функции легких $\Psi(t)$ и пульсоксиметрии $IR(t)$ выделяет области сердца и легких на ЭИТ изображениях. Для проверки работоспособности классификатора разработано устройство сбора и передачи данных для ЭИТ с каналом пульсоксиметрии, позволяющее вести непрерывный мониторинг изменения проводимости грудной полости с параллельным получением данных пульсоксиметрии. На основании результатов мониторинга проведено испытание разработанного классификатора, подтвердившее его работоспособность. Предложен метод интеллектуальной идентификации внутренних структур биологического объекта при ЭИТ на примере легких и сердца человека.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-38-00786 «Разработка методологии и алгоритмических средств интеллектуальной идентификации внутренних структур биологических объектов в системах электроимпедансной томографии».

Список литературы

1. Inez Frerichs, Marcelo B.P. Amato, Anton H. van Kaam, David G. Tingay, Zhanqi Zhao, Bartłomiej Grychtol, Marc Bodenstein, Herve Gagnon, Stephan H. Böhm, Eckhard Teschner, Ola Stenqvist, Tommaso Mauri, Vinicius Torsani, Luigi Camporota, Andreas Schibler, Gerhard K. Wolf, Diederik Gommers, Steffen Leonhardt, Andy Adler Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the Translational EIT development study group. *Thorax*. 2017. vol. 72. P. 83–93.
2. Elgendy M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*. 2012. vol. 8. № 1. P. 14–25.
3. Преобразователи напряжения измерительные L-CARD E-502. Руководство пользователя. М: L-CARD, 2019. 82 с. [Электронный ресурс]. URL: https://www.lcard.ru/download/e-502_users_guide.pdf (дата обращения: 10.04.2020).
4. Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health. Maxim Integrated. 2014. 29 p. [Electronic resource]. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf> (date of access: 10.04.2020).
5. Polydorides N., Lionheart W.R.B. A Matlab toolkit for three-dimensional electrical impedance tomography: a contribution to the Electrical Impedance and Diffuse Optical Reconstruction Software project. *Measurement Science and Technology*. 2002. vol. 13. № 12.
6. Vauhkonen M., Vadasz D., Karjalainen P.A., Somersalo E., Kaipio J.P., Tikhonov A.N. Regularization and Prior Information in Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on medical imaging*. 1998. vol. 17. № 2. P. 285–293.
7. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. М.: Наука, 1979. 285 с.
8. Кучер А.И. Метод и система мониторинга вентиляционной функции легких человека на основе электроимпедансной томографии: дис. ... канд. тех. наук. Новочеркасск, 2018. 167 с.
9. Staudemeyer R.C., Morris E.R. Understanding LSTM – a tutorial into Long Short-Term Memory Recurrent Neural Networks. ArXiv 2019. [Electronic resource]. URL: https://www.researchgate.net/publication/335975993_Understanding_LSTM_-_a_tutorial_into_Long_Short-Term_Memory_Recurrent_Neural_Networks (date of access: 10.04.2020).
10. Частикова В.А., Остапов Д.С. Применение методов кластеризации для повышения точности работы нейронных сетей // *Современные проблемы науки и образования*. 2015. № 1–1. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=17475> (дата обращения: 10.04.2020).