

УДК 615.478; 616-7

МЕТОД КОРРЕКЦИИ ПОЛОЖЕНИЯ ЭЛЕКТРОДОВ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ИЗМЕРЕНИЯ ИМПЕДАНСА ДЛЯ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Кучер А.И., Алексанян Г.К., Кривченко Ю.Р., Нескребин Д.Г., Попов И.А.

Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ)

им. М.И. Платова, Новочеркасск, e-mail: artiom.kucher@gmail.com

Настоящая статья посвящена исследованию возможности коррекции положения электродов при исследовании внутренней структуры проводящего объекта методом электроимпедансной томографии по результатам измерения импеданса между электродами. Коррекция положения электродов позволяет избежать ошибок реконструкции из-за несоответствия испытуемого объекта и его математической модели для алгоритма реконструкции. В статье приведено описание экспериментального стенда и исследуемого объекта. Представлен алгоритм работы аппаратной части экспериментального стенда. Из результатов измерения выделены значения потенциала на инъецирующих электродах, измерены расстояния между центрами электродов. Полученные данные нормированы и сопоставлены. Получены экспериментальные данные на объектах с равномерным и неравномерным распределением электродов. Предложен метод коррекции положения электродов по результатам измерения импеданса для электроимпедансной томографии. Показаны результаты работы программы реконструкции и визуализации распределения проводимости на основе полученных данных.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, позиционирование электродов, электрический импеданс, пространственное распределение

ELECTRODE POSITION CORRECTION METHOD BY IMPEDANCE MEASURING FOR ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

Kucher A.I., Aleksanyan G.K., Krevchenko U.R., Neskrebina D.G., Popov I.A.

South-Russia State Polytechnic University (NPI) n.a. M.I. Platov, Novocherkassk,

e-mail: artiom.kucher@gmail.com

This article is dedicated to research the possibility of correcting the electrodes position in the study of the internal structure of a conducting object with electrical impedance tomography by measuring the impedance between the electrodes. The electrodes position correction allow to avoid reconstruction errors due to non-compliance test object and his mathematical model for reconstruction algorithm. The paper describes the experimental setup and the test object. The algorithm of experimental stand hardware is described. From the measurement results is selected the potential value at the injecting electrodes, measured the distance between the centers of the electrode. Obtained data are normalized and compared. Provided experimental data on objects with uniform and non-uniform distribution of electrodes. A method for correcting the position of the electrodes on the results of impedance measurements for electrical impedance tomography is proposed. Shown the results of the program for reconstruction and visualization of the distribution of the conductivity on the basis of the obtained data.

Keywords: electrical impedance tomography, electrode position, electrical impedance, spatial distribution

В медицинской диагностике для определения размеров, формы и плотности органов и тканей используют различные методы медицинской визуализации (МВ) [1]. Одним из перспективных методов МВ является метод электроимпедансной томографии (ЭИТ) [9] – неинвазивный метод реконструкции и визуализации распределения проводимости в биологических объектах по результатам электрических измерений на его поверхности. В общем случае исследуемый объект (ИО) подключается к одному или нескольким источникам высокочастотного электрического тока через электроды, размещенные на его поверхности, и измеряются потенциалы $\varphi_{i,j}$ в точках крепления электродов (где i – номер пары инъецирующих электродов, j – номер измерительного электрода). На основе информации

о форме, частоте и амплитуде инъецируемого тока, потенциалах, способе подключения источника тока, положении точек измерения (электродов) и форме ИО с помощью математического аппарата реконструируется распределение проводимости в ИО [11]. Если объектом исследования является биологический объект (БО), то распределение проводимости должно соответствовать пространственному распределению внутренних органов, т.к. различные органы имеют разную проводимость [7].

Алгоритм реконструкции пространственного распределения проводимости оперирует с математической моделью ИО. Как правило, это конечно-элементная модель, описывающая ИО (форма и размеры объекта, положение электродов и т.п.). Неточность описания положения электродов

в модели приводит к значительным артефактам (ошибкам) в реконструированном изображении [8]. Следовательно, необходимо либо корректировать модель ИО, либо корректировать действительное положение электродов в соответствии с моделью.

Разработан блок первичных преобразователей [2], отличающийся тем, что электроды закрепляются на теле пациента с помощью резинового ремня. Однако после закрепления электродного пояса возможна некоторая неравномерность расстояний l между электродами. При реконструкции используется модель ИО с равноудаленными электродами ($l = \text{const}$) [5]. Для уменьшения влияния несоответствия моделируемого и действительного положения электродов необходимо учесть расстояния l между ними.

Исследование влияния неравномерности расстояний l на результат реконструкции проводилось на экспериментальном стенде, состоящем из ИО, макета аппаратной части электроимпедансного томографа и персонального компьютера со специальным программным обеспечением. Структура и внешний вид стенда представлены на рис. 1. Макет аппаратной части электроимпедансного томографа создан на базе платы ввода-вывода L-CARD E14-140MD [3] и программного обеспечения LabVIEW [4]. Макет позволяет по заданному алгоритму подключать источник тока к различным электродам на поверхности ИО, управлять формой, частотой и амплитудой инжектируемого тока, измерять

потенциалы φ на электродах, обрабатывать результаты измерения и сохранять полученную информацию в текстовый файл.

В качестве ИО использовалась емкость с электродами, расположенными по периметру на равном удалении l . Электроды представляют собой медицинские многоразовые электроды из сплава МНЦ диаметром $d = 19$ мм. Количество электродов $N = 16$. В качестве проводящей среды применялся 0,9% раствор хлорида натрия объемом $V = 100 \text{ см}^3$.

Использовался следующий алгоритм измерения – к паре соседних электродов подключают источник тока и измеряют потенциалы $\varphi_{i,j}$ на электродах до тех пор, пока все электроды не будут использованы в качестве инжектирующих. Для 16 электродов получается 256 значений потенциалов $\varphi_{i,j}$ ($i = 1..16; j = 1..16$, где при $i = 1$ инжектирующими являются электроды № 1 и 2, при $i = 2$ – электроды № 2 и 3 и т.д.). Неоднородности в ИО отсутствовали, отклонение расстояний между электродами $\Delta l = \pm 0,5$ мм.

Анализ полученных результатов измерения показывает, что при отсутствии неоднородностей в ИО есть неравномерность в значениях разности потенциалов $\Delta\varphi$ на инжектирующих электродах. По результатам вычислительного эксперимента в среде EIDORS [8, 5] ожидалось равномерные значения разности потенциалов $\Delta\varphi$ между инжектирующими электродами. Так как амплитуда инжектируемого тока $I = \text{const}$ для всех измерений, то различие в величинах

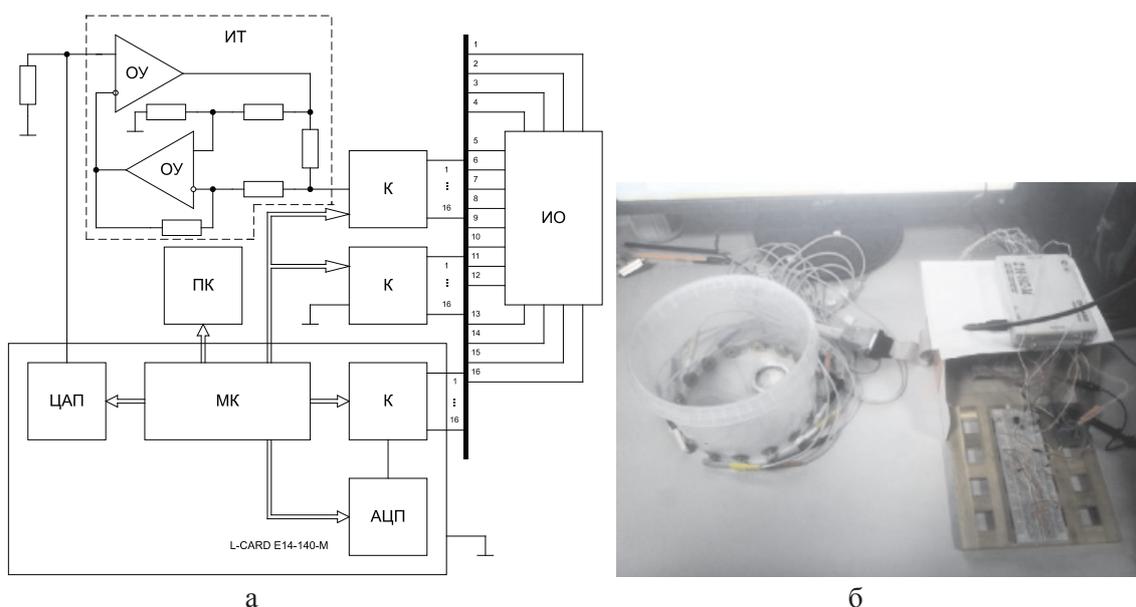


Рис. 1. Структурная схема экспериментального стенда:
 ИТ – источник тока; ОУ – операционный усилитель; К – коммутатор; МК – микроконтроллер;
 ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь; АЦП – аналогово-цифровой преобразователь;
 ПК – персональный компьютер; ИО – испытуемый объект

потенциалов φ_{ij} пропорционально различию в значениях импеданса Z между электродами. Импеданс Z между электродами зависит от множества параметров, основные из которых – проводимости среды в ИО; расстояния между электродами; площадь контакта электрода с проводящей средой; наличие оксидных пленок на электроде и др. Сопротивление проводников измерительного тракта пренебрежительно мало и составляет порядка 10^{-3} Ом. Равномерность площади контакта достигается полным погружением электрода в проводящую среду. Перед измерениями поверхность электродов была зачищена для минимизации различия контактного сопротивления. Значения разности потенциалов $\Delta\varphi_{ij} = \varphi_{i,j} - \varphi_{i,j+1}$ между инжектирующими электродами представлены на рис. 2. Значения расстояний l между электродами представлены на рис. 3. На рис. 4 представлены нормированные значения расстояния между электродами l_i и раз-

ности потенциалов $\Delta\varphi_{ij}$. Нормирование производилось по формуле

$$x_{norm} = \frac{x - x_{MIN}}{x_{MAX} - x_{MIN}},$$

где x_{norm} – нормированное значение величины; x – текущее значение величины; x_{MIN} – минимальное значение величины; x_{MAX} – максимальное значение величины.

Как видно из рис. 4, имеется прямая зависимость разности потенциалов $\Delta\varphi$ между электродами от расстояния l между электродами. Нелинейный характер зависимости вызван влиянием других факторов, т.к. из-за агрессивной среды появляется оксидная пленка на электродах. Таким образом, измеряя разность потенциалов $\Delta\varphi$ между соседними электродами, пропорциональную импедансу Z между электродами, можно определить расстояние l между ними и принять решение о перемещении электрода на

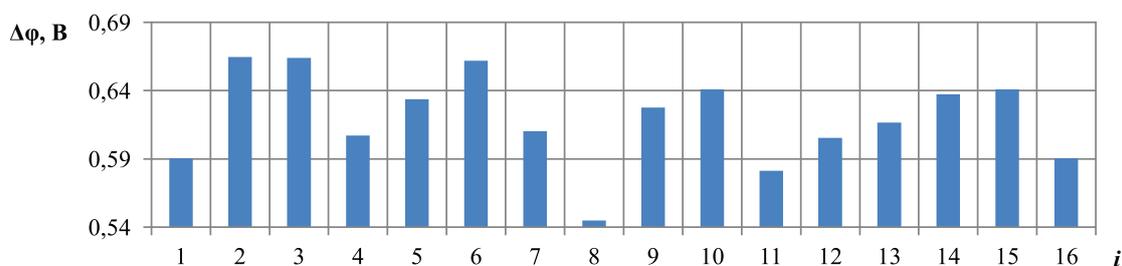


Рис. 2. График зависимости разности потенциалов между электродами от номера i пары инжектирующих электродов

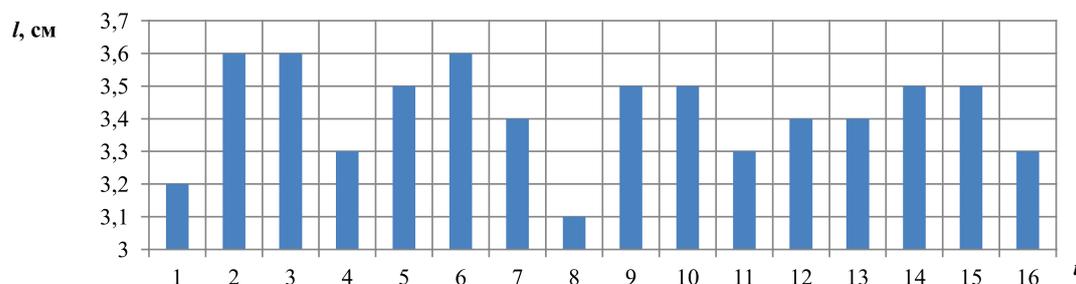


Рис. 3. График зависимости расстояния между электродами от номера пары i инжектирующих электродов

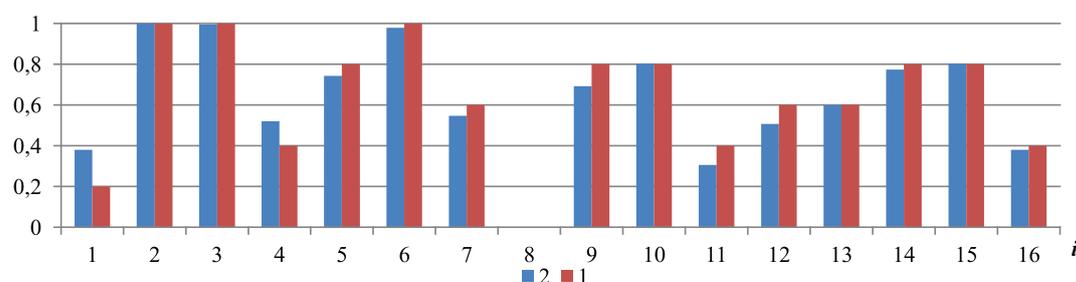


Рис. 4. Нормированные значения расстояния между электродами l и разности потенциалов $\Delta\varphi$: 1 – $l - l_{norm}$; 2 – $\Delta\varphi_{norm}$

определенное расстояние либо о внесении изменения в модель для алгоритма реконструкции. Для исключения ошибок от посторонних факторов необходимо минимизировать влияние сопротивления «электрод-ИО». Предлагается метод коррекции положения электродов, учитывающий зависимость импеданса между электродами от расстояния между электродами. Как было сказано выше, имеется возможность вносить изменения в положение электродов как в модель ИО, так и в ИО. В первом случае от разности потенциалов $\Delta\phi$ производится переход к расстояниям l между электродами и на основе этих данных строится математическая модель ИО. Во втором случае на основе сравнения значения разности потенциалов $\Delta\phi$ между электродами со средним арифметическим значением разности потенциалов рассчитывается направление и расстояние перемещения электрода и выдается команда оператору. Перемещение производится до тех пор, пока разброс значений разности потенциалов не станет меньше 5%.

Для проверки гипотезы о наличии зависимости неоднородности в разности потенциалов $\Delta\phi$ от неоднородности расстояния l между ними был изготовлен ИО с минимальным отклонением расстояний между

центрами электродов ($\Delta l = \pm 0,5$ мм). Результаты измерения разности потенциалов $\Delta\phi$ между электродами представлены на рис. 5.

Для каждой из двух выборок было вычислено среднеквадратическое отклонение разности потенциалов $\Delta\phi$ по формуле [6]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2},$$

где σ – среднеквадратическое отклонение (СКО); n – объем выборки; x_i – i -элемент выборки ($i = 1 \dots N$); \bar{x} – среднее арифметическое выборки.

Если для первой выборки (отклонение расстояний между электродами $\Delta l = \pm 2,5$ мм) $\sigma = 5,16 \cdot 10^{-4}$, то для второй (отклонение расстояний между электродами $\Delta l = \pm 0,5$ мм) $\sigma = 0,909 \cdot 10^{-4}$. Таким образом видно, что уменьшение σ пропорционально уменьшению отклонения расстояний между электродами.

На основе результатов измерений была произведена статическая реконструкция распределения проводимости в ИО без вносимых неоднородностей с помощью *EIDORS* [8, 5]. Результат визуализации полученного распределения представлен на рис. 6.

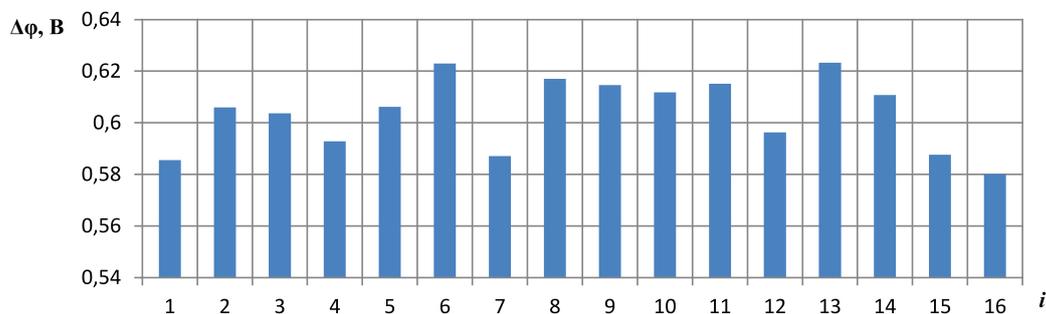


Рис. 5. График зависимости разности потенциалов между электродами от номера пары инжектирующих электродов

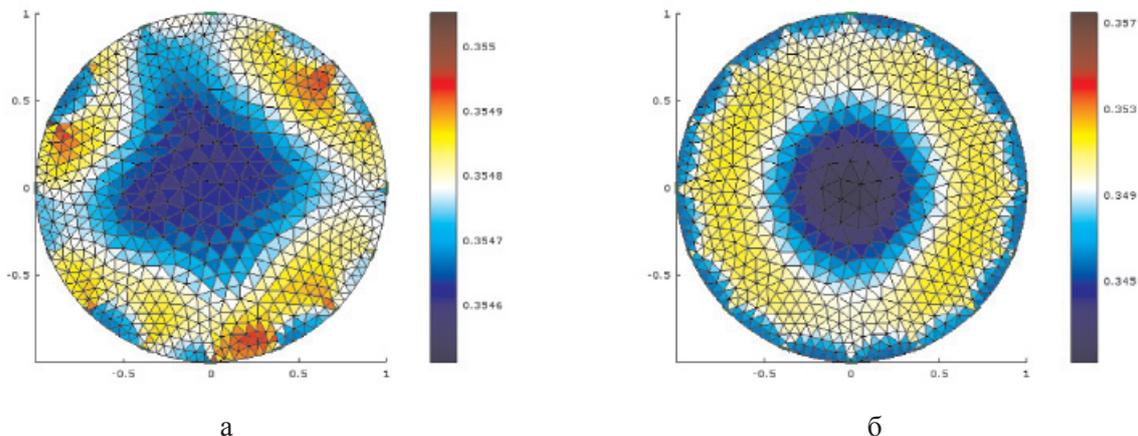


Рис. 6. Визуализация распределения импеданса в ИО на основе полученных выборок

Как видно из рис. 6, реконструкция на основе измерений с значительным отклонением расстояний между центрами электродов (рис. 6, а) имеет артефакты и неоднородности в сравнении с реконструкцией на основе измерений с минимальным отклонением расстояний между центрами электродов (рис. 6, б). На рис. 6 области с высокой проводимостью соответствует красный цвет, с более низкой – синий. Таким образом, корректировка положения электродов по результатам измерения импеданса будет положительно влиять на результат реконструкции.

Работы выполняются в рамках гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК 4856.2015.8.

Список литературы

1. Алексанян Г.К., Тарасов А.Д., Кучер А.И. Методы медицинской визуализации // Научно-техническая конференция и выставка инновационных проектов, выполненных вузами и научными организациями ЮФО в рамках участия в реализации федеральных целевых программ и внепрограммных мероприятий, заказчиком которых является Минобрнауки России : сб. материалов конф., г. Новочеркасск, 14–16 дек. 2014 г. / Юж.-Рос. гос. политехн. ун-т им. М.И. Платова – Новочеркасск : Лик, 2014. – С. 400–401.
2. Алексанян Г.К., Чан Нам Фонг, Нгуен Мань Кьонг Разработка блока первичных преобразователей для устройства электроимпедансной томографии // Наука, образование, общество: проблемы и перспективы развития : сб. науч. тр. по материалам Междунар. науч.-практ. конф., г. Тамбов, 31 июля 2015 г. / Мин. обр. и науки РФ – Тамбов: Юком, 2015. – Т. 2. – С. 15–16. – 0.06 п.л
3. Внешний модуль АЦП/ЦАП на шину USB E14-140M [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.lcard.ru/products/external/e-140m>, свободный.
4. Джеффри Тревис LabVIEW для всех – М.: ДМК Пресс; ПриборКомплект, 2005. – 544с.
5. Кучер А.И., Алексанян Г.К. Определение алгоритма реконструкции и параметров реконструирования для электроимпедансной томографии // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2. – Режим доступа : <http://www.science-education.ru/129-22751>. – 0.248 Мб п.л.
6. Пугачев В.С. Теория вероятностей и математическая статистика. – М.:ФИЗМАЛИТ, 2011. – 496 с.
7. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 282 с.
8. Adler A., Lionheart W.R.B. Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT // Physiological Measurement. – 2006. – Vol. 27, № 5. – 21 p.
9. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Kucher A.I., Shirokov K.M., Chan Nam Phong Developing Principles and Functioning Algorithms of the Hardware-software Complex for Electrical

Impedance Tomography of Biological Objects // Bioscience Biotechnology Research Asia. – 2015. – Vol. 12, Spl. Edn. 2. – P. 709–718.

10. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Tarasov A.D. Development of Hardware-Software Complex for Electrical Impedance Tomography of Biological Objects // Research Journal of Applied Sciences. – 2014. – Vol. 9, Issue 12. – P. 1030–1033.

11. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Tarasov A.D. Modern Trends in Development of Electrical Impedance Tomography in Medicine // Bioscience Biotechnology Research Asia. – 2014. – Vol. 11, Spl.Edn. 1. – P. 85–91.

References

1. Aleksanyan G.K., Tarasov A.D., Kucher A.I. *Nauchno-tekhnicheskaja konferencija i vystavka innovacionnyh projektov, vypolnennyh vuzami i nauchnymi organizacijami UFO v ramkah uchastija v realizacii federalnyh celevykh programm i vne-programmyh meroprijatij, zakazchikom kotoryh javljaetsja Minobrnauki Rossii* [Scientific and technical conference and exhibition of innovative projects implemented universities and scientific organizations in the framework of the Southern Federal District to participate in the implementation of federal target programs and extracurricular activities, ordered by the Ministry of Education and Science of Russia], Novocherkassk, Lik, 2014, pp. 400–401.
2. Aleksanyan G.K., Chan Nam Phong, Nguen Man Kyong *Trudy Mezhdunarodnoj nauchno-prakticheskoj konferencii «Nauka, obrazovanie, obshhestvo – problemy i perspektivy razvitiya»* [Proceedings of the International scientific and practical conference «Science, Education, Society – Problems and Prospects»], Tambov, Jukom, 2015, pp. 15–16.
3. *Vneshnij modul ACP/CAP na shinu USB E14-140M* [External module ADC/DAC for USB bus E14-140M], Available at: <http://www.lcard.ru/products/external/e-140m>.
4. Jeffrey Travis *LabVIEW dlja vseh* [LabVIEW for all], Moscow, DMK Press, 2005, 544 p.
5. Kucher A.I., Aleksanyan G.K. *Sovremennye problemy nauki i obrazovanija* [Modern problems of science and education], 2015, Vol. 2, Available at: <http://www.science-education.ru/129-22751>.
6. Pugachev V.S. *Teorija verojatnostej i matematicheskaja statistika* [Theory of Probability and Mathematical Statistics], Moscow, FIZMALIT, 2011, 496 p.
7. Fedotov A.A., Akulov S.A. *Matematicheskoe modelirovanie i analiz pogreshnostej izmeritelnyh preobrazovatelej biomeditsinskih signalov* [Mathematical modeling and analysis of errors biomedical signals transducers], Moscow, FIZMALIT, 2013, 282 p.
8. Adler A., Lionheart W.R.B. *Physiological Measurement*. 2006. Vol. 27, no. 5. 21 p.
9. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Kucher A.I., Chan Nam Phong *Biosciences Biotechnology Research Asia*, Vol. 12, Spl.Edn. 2, 2015, pp. 709–718.
10. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Tarasov A.D. *Research Journal of Applied Sciences*, Vol. 9, no. 12, 2014, pp. 1030–033.
11. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Tarasov A.D. *Biosciences Biotechnology Research Asia*, Vol. 11, Spl. Edn. 1, 2014, pp. 85–91.