

ВИМІРЮВАННЯ ТА ДІАГНОСТИКА В ЕЛЕКТРОЕНЕРГЕТИЦІ

УДК 621.317

DOI: <https://doi.org/10.15407/publishing2022.61.062>

СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ЛОКАЛЬНИХ ЗМІН ЕЛЕКТРОПРОВІДНОСТІ РОЗЧИНІВ У ДИФЕРЕНЦІЙНИХ КОНДУКТОМЕТРИЧНИХ СИСТЕМАХ

В.Г. Мельник^{1*}, докт. техн. наук, **П.І. Борщов^{1**}**, канд. техн. наук,
С.В. Дзядевич^{2*}**, член-кор. НАН України, **О.Я. Саяпіна^{2****}**, канд. біол. наук

¹ – Інститут електродинаміки НАН України,
пр. Перемоги, 56, Київ, 03057, Україна

² – Інститут молекулярної біології та генетики НАН України,
вул. Заболотного, 150, Київ, 03680, Україна
e-mail: pavbor2010@gmail.com

Розглянуто спосіб вимірювання локальних змін електропровідності розчинів з використанням диференційних кондуктометричних сенсорів. Спосіб дає можливість за неідентичних параметрів еквівалентних електричних схем компонентів сенсора суттєво знизити похибку вимірювань, зумовлену змінами фонові електропровідності вимірювального середовища під час внесення досліджуваної речовини. Мостове вимірювальне коло приводиться в стан квазірівноваги, водночас напруги на ділянках робочого розчину робочого і референсного перетворювачів сенсора збігаються за фазою між собою, а їхні значення пропорційні значенням електропровідності цих ділянок. Водночас зміни фонові електропровідності розчину не призводять до зміни сигналу нерівноваги мостового кола, що дає змогу вимірювати інформативну локальну зміну електропровідності робочого перетворювача з високою чутливістю. Спосіб може бути використаний для високочутливого і точного визначення кількісного складу розчинів електропровідних речовин у технологічних процесах в енергетиці, хімічній та харчовій промисловості, в новітніх технологіях, зокрема в біосенсорних аналізаторах. Наведено результати комп'ютерного моделювання розробленого способу. Бібл. 9, таблиця.

Ключові слова: вимірювання, диференціальні сенсори, кондуктометричні біосенсори, параметри імпедансу, еквівалентна електрична схема.

Визначення змін параметрів комплексної електропровідності розчинів електролітів (кондуктометрія) може давати важливу інформацію про стан доквілля, про якість технологічних матеріалів і харчових продуктів, може використовуватись в біотехнологіях, медицині, енергетиці, в електротехнічній та інших галузях промисловості [1–6]. Серед вимірювальних перетворювачів інформативних параметрів кондуктометричних сенсорів найбільш перспективними є такі, що побудовані на диференційному принципі вимірювань з використанням моста змінного струму, двома плечами якого є кондуктометричні перетворювачі диференційного сенсора. Зокрема, такий принцип успішно використовується в біосенсорних аналізаторах. Біосенсор складається з двох двоелектродних кондуктометричних перетворювачів: робочого та референсного [7], на які подаються змінні напруги. На електроди робочого перетворювача наносять активну біоселективну мембрану, на електроди референсного – пасивну. У разі взаємодії активної мембрани з досліджуваною речовиною локально змінюється електропровідність буферного розчину вимірювальної комірки, що викликає зміну струму через робочий перетворювач і появу інформативного сигналу на виході мостової схеми. Нижче ми розглянемо розв'язання однієї складної проблеми, що виникає в разі практичного використання диференційної кондуктометрії у кондуктометричній біосенсорній системі, під час розроблення якої він був детально відпрацьований і експериментально перевірений.

Інформативним параметром диференційного кондуктометричного біосенсора є локальна зміна електропровідності розчину в робочій мембрані сенсора в результаті біохімічної реакції. Проблема полягає в тому, що під час внесення до розчину досліджуваної речовини

змінюється також фонові питома електропровідність буферного розчину в комірці. Зміна фонові електропровідності діє на обидва перетворювачі та, якщо їхні параметри відрізняються, змінює інформативний сигнал диференційного біосенсора. Виникає адитивна похибка вимірювання, яка суттєво погіршує чутливість кондуктометричної системи і достовірність результатів вимірювань.

Мета роботи – аналіз і кількісне визначення впливу змін фонові електропровідності досліджуваного розчину на точність вимірювання інформативного параметра диференційного кондуктометричного біосенсора та обґрунтування ефективності розробленого способу зменшення адитивних похибок вимірювання, зумовлених вказаним чинником.

Традиційний спосіб підвищення чутливості кондуктометричних перетворювачів передбачає врівноважування мостового вимірювального кола, у яке включено диференційний біосенсор, для компенсації складових струму нерівноваги, зумовлених падіннями напруг на ємнісних складових імпедансів перетворювачів [7]. Спосіб працює ефективно у випадках ідентичності параметрів імпедансів робочого та референсного перетворювачів, а також у випадку рівності тангенсів фазових кутів цих імпедансів. Однак, якщо імпеданси перетворювачів мають різні фазові кути, то у разі зміни фонові електропровідності розчину виникає сигнал нерівноваги мостового вимірювального кола, що зумовлює похибку вимірювання інформативного параметра біосенсора – зміни електропровідності в активній мембрані.

Задля подолання вказаного недоліку було запропоновано після врівноважування мостового вимірювального кола (досягнення нульові різниці струмів через перетворювачі), додатково змінити фазу змінної напруги на референсному перетворювачі на величину, що дорівнює різниці фазових кутів імпедансів робочого і референсного перетворювачів [8]. Тобто після досягнення стану рівноваги вимірювальне коло переводять у стан квазірівноваги, водночас вектори змін струмів через перетворювачі сенсора, зумовлені зміною фонові електропровідності розчину, мають однаковий фазовий зсув, що забезпечує їхню взаємну компенсацію.

Недоліком такого способу є неповна взаємна компенсація змін струмів через перетворювачі за наявності різниці активних електропровідностей перетворювачів, оскільки водночас напруги на них не пропорційні їхнім значенням, тому, незважаючи на те, що вектори змін струмів збігаються за фазовими кутами, їхні амплітуди відрізняються.

Необхідно було розробити такий спосіб вимірювання локальних змін електропровідності розчинів у диференційних кондуктометричних біосенсорних системах, який забезпечить підвищення точності вимірювання інформативних параметрів біосенсорів внаслідок максимального придушення впливу змін фонові електропровідності розчину на результат вимірювання.

Для розв'язання поставленої задачі було запропоновано приведення мостового вимірювального кола у дещо інший стан квазірівноваги шляхом додаткової зміни після врівноважування кола як фази змінної напруги на референсному перетворювачі, так і амплітуди цієї напруги для встановлення напруг на ділянках розчинів у перетворювачах, пропорційних їхнім електропровідностям [9]. Водночас струми через ці ділянки є рівними, зміни фонові електропровідності призводять до пропорційних змін електропровідностей цих ділянок і відповідно до рівних змін струмів через них. Точне кількісне обґрунтування цього методу налаштування мостового кола наводимо нижче.

Розглянемо математичні вирази, що характеризують процес приведення мостового вимірювального кола з диференційним біосенсором у стани рівноваги та квазірівноваги. Кожен з перетворювачів представлений у вигляді двоелементної еквівалентної схеми, що має два послідовно включених елементи – активну електропровідність розчину і електричну ємність, що характеризує процеси у приелектродному шарі розчину. Така еквівалентна схема є спрощеною, вона характерна для діапазону частот сигналів 30...100 кГц. Параметри імпедансів: G_{AS} – активна електропровідність робочого перетворювача, C_{AS} – включена послідовно з нею ємність, G_{RS} – активна електропровідність референсного перетворювача, C_{RS} – включена послідовно з нею ємність. Для аналізу використаємо метод комплексних амплітуд. На робочий перетворювач подається змінна напруга фіксованої амплітуди (прийнято, що вона має

нульову початкову фазу, тобто відсутня уявна складова при її представленні в комплексній формі)

$$\dot{U}_A = U_A \cdot \quad (1)$$

На референсний перетворювач подається регульована напруга

$$\dot{U}_B = |\dot{U}_B| \cdot \exp(j\varphi_B), \quad (2)$$

де $|\dot{U}_B|$ – модуль регульованої напруги; φ_B – кут фазового зсуву цієї напруги щодо напруги на робочому перетворювачі. Приведення вимірювального кола у стан рівноваги виконується до досягнення рівності струмів через робочий і референсний перетворювачі, тобто рівними стають їхні модулі і фази. Нескладно довести, що параметри напруги на референсному перетворювачі будуть визначатися у такий спосіб:

$$\varphi_{B1} = \varphi_A - \varphi_R; \quad (3)$$

$$ND_1 = \frac{G_{AS}}{G_{RS}} \cdot \frac{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_R}}{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_A}}, \quad (4)$$

де ND_1 – відношення амплітуд напруг на референсному і робочому перетворювачах (при використанні для регулювання амплітуди напруги цифро-аналогового перетворювача (ЦАП) це код керування ЦАП); $\operatorname{tg} \varphi_A = G_{AS}/\omega C_{AS}$ – тангенс фазового кута φ_A імпедансу робочого перетворювача; $\operatorname{tg} \varphi_R = G_{RS}/\omega C_{RS}$ – тангенс фазового кута φ_R імпедансу референсного перетворювача.

Визначимо параметри стану квазірівноваги вимірювального кола, у якому вплив змін фонові електропровідності розчину на результат вимірювання локальних змін електропровідності буде мінімальним.

Після введення у розчин аналітичної речовини змінюється питома електропровідність розчину. Це еквівалентно множенню активної електропровідності перетворювачів на однаковий коефіцієнт K_f :

$$G'_{AS} = K_f G_{AS} = G_{AS} + \Delta G_{AS} = G_{AS} + (1 - K_f) \cdot G_{AS}, \quad (5)$$

$$G'_{RS} = K_f G_{RS} = G_{RS} + \Delta G_{RS} = G_{RS} + (1 - K_f) \cdot G_{RS}. \quad (6)$$

Зміна струму через робочий перетворювач

$$\Delta \dot{I}_A = \frac{U_A}{\frac{1}{j\omega C_{AS}} + \frac{1}{G_{AS} + \Delta G_{AS}}} - \frac{U_A}{\frac{1}{j\omega C_{AS}} + \frac{1}{G_{AS}}}. \quad (7)$$

Після перетворень вираз (7) набуває вигляду

$$\Delta \dot{I}_A = U_A \left(\frac{G_{AS} + \Delta G_{AS}}{1 - j \cdot \operatorname{tg} \varphi'_A} - \frac{G_{AS}}{1 - j \cdot \operatorname{tg} \varphi_A} \right), \quad (8)$$

де $\operatorname{tg} \varphi'_A = \operatorname{tg} \varphi_A + \Delta \operatorname{tg} \varphi_A$; $\Delta \operatorname{tg} \varphi_A = \frac{\Delta G_{AS}}{\omega C_{AS}} = (1 - K_f) \cdot \operatorname{tg} \varphi_A$.

Після приведення до спільного знаменника та приведення подібних членів вираз (8) набуває такого вигляду

$$\Delta \dot{I}_A = U_A \frac{\Delta G_{AS}}{1 - j \cdot (2 \operatorname{tg} \varphi_A + \Delta \operatorname{tg} \varphi_A) - \operatorname{tg}^2 \varphi_A - \operatorname{tg} \varphi_A \cdot \Delta \operatorname{tg} \varphi_A}. \quad (9)$$

Фаза приросту струму визначається знаменником (9)

$$\varphi_{\Delta I} = \operatorname{arctg} \left(\frac{2 \operatorname{tg} \varphi_A (1 + \frac{1 - K_f}{2})}{1 - \operatorname{tg}^2 \varphi_A (1 + (1 - K_f))} \right). \quad (10)$$

З огляду на те, що у реальних розчинах зміна питомої електропровідності складає одиниці відсотків, тобто $(1 - K_f) \ll 1$, можна записати

$$\varphi_{\Delta I} \approx \operatorname{arctg} \left(\frac{2 \operatorname{tg} \varphi_A}{1 - \operatorname{tg}^2 \varphi_A} \right). \quad (11)$$

З урахуванням формули тангенсу подвійного кута отримаємо

$$\varphi_{\Delta A} \approx 2\varphi_A. \quad (12)$$

Наближене значення модулю зміни струму через робочий перетворювач виглядатиме як

$$|\Delta \dot{I}_A| \approx U_A \cdot \Delta G_{AS} \frac{1}{\sqrt{(1 - \operatorname{tg}^2 \varphi_A)^2 + 4 \operatorname{tg}^2 \varphi_A}} = U_A \cdot \Delta G_{AS} \cdot \frac{1}{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_A}. \quad (13)$$

За аналогією з (9) визначимо зміну струму через референсний перетворювач

$$\Delta \dot{I}_R = |\dot{U}_B| \exp(\varphi_B) \left(\frac{G_{RS} + \Delta G_{RS}}{1 - j \cdot \operatorname{tg} \varphi_R} - \frac{G_{RS}}{1 - j \cdot \operatorname{tg} \varphi_R} \right), \quad (14)$$

$$\text{де } \operatorname{tg} \varphi_R' = \operatorname{tg} \varphi_R + \Delta \operatorname{tg} \varphi_R, \quad \Delta \operatorname{tg} \varphi_R = \frac{\Delta G_{RS}}{\omega C_{RS}} = (1 - K_f) \cdot \operatorname{tg} \varphi_R.$$

Аналогічно (12) і (13)

$$\varphi_{\Delta R} \approx 2\varphi_R + \varphi_B, \quad (15)$$

$$|\Delta \dot{I}_R| \approx |\dot{U}_B| \cdot \Delta G_{RS} \cdot \frac{1}{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_R}. \quad (16)$$

Для забезпечення рівності векторів змін струмів через перетворювачі, зумовлених зміною питомої електропровідності розчину, необхідно виконати дві умови:

- рівність фазових кутів векторів,
- рівність модулів.

Умова рівності фазових кутів – рівність виразів (12) і (15). З цього випливає, що

$$\varphi_{B2} = 2(\varphi_A - \varphi_R). \quad (17)$$

З умови рівності модулів (13) і (16) знаходимо відношення

$$ND_2 = \frac{\Delta G_{AS}}{\Delta G_{RS}} \cdot \frac{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_R}{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_A} = \frac{G_{AS}}{G_{RS}} \cdot \frac{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_R}{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_A}. \quad (18)$$

Отримані вирази визначають параметри напруги на референсному перетворювачі, що відповідають стану квазірівноваги вимірювального кола, у якому вплив змін фонові електропровідності розчину на результат вимірювання локальних змін активної електропровідності є мінімальним.

Якщо порівняти вирази (3) і (17), видно, що для переведення вимірювального кола з рівноваги у стан квазірівноваги необхідно додатково повернути фазу напруги на референсному перетворювачі на значення, що дорівнює різниці фазових кутів імпедансів робочого і референсного перетворювачів, а також помножити амплітуду цієї напруги на коефіцієнт корекції

$$K = \frac{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_R}}{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \varphi_A}}. \quad (19)$$

Щоб оцінити ступінь придушення змін фонові електропровідності розчину, було проведено комп'ютерне моделювання поведінки вимірювального кола за умови застосування описаного способу.

Результати моделювання наведено в таблиці. Розрахунки проведено для частоти напруг 62,5 кГц. Прийнято, що при введенні тестової речовини фонові електропровідність розчину змінюється на 1 %, на стільки ж змінюється локальна електропровідність у результаті реакції в робочому перетворювачі. Розрахунки виконано для діапазону значень електропровідності від 0,2 до 5 мСм, електричної ємності від 1 до 50 нФ, що відповідає діапазонам значень параметрів реальних біосенсорів.

У останньому стовпчику таблиці наведено значення остаточної похибки вимірювання інформативного параметра, обумовленої змінами фонові електропровідності розчину.

Як видно з даних таблиці, у разі відмінності активних опорів перетворювачів на 20 %, а тангенсів фазових кутів на 25 % відносно значення непридушеної похибки вимірювання не перевищує 0,11 %, що цілком задовольняє практичні вимоги до вимірювань за допомогою біосенсорних систем.

№	G_{AS} , мСм	C_{AS} , нФ	$\text{tg}\varphi_A$ $\varphi_A, ^\circ$	G_{RS} , мСм	C_{RS} , нФ	$\text{tg}\varphi_R$ $\varphi_R, ^\circ$	$\varphi_{B2}, ^\circ$	ND_2	$\delta, \%$
1	1	5,44	0,4681 25,084	1	4,352	0,5851 30,333	-10,498	1.1011	0,08
2	5	40	0,3183 17,657	5	48	0,26526 14,856	5,6015	0,9719	0,04
3	5	1	12,733 85,509	4,167	1	10,61 84,616	1,787	0,8356	0,017
4	0,2	1	0,5093 26,99	0,25	1	0,6366 32,482	-10,984	0,8927	0,11
5	1	4,5	0,5659 20,505	1	5,4	0,4716 25,247	8,515	0,9259	0,066
6	1	5,44	0,4681 25,084	1,2	6,8	0,4496 24,207	1,7555	0,8214	0,01

Висновок. Розроблено новий спосіб вимірювання інформативного параметра диференційного кондуктометричного біосенсора – локальної зміни електропровідності розчину в робочій мембрані сенсора. Спосіб дає можливість за умови неідентичних параметрів еквівалентних електричних схем компонентів сенсора суттєво знизити похибку вимірювань, зумовлену змінами фонові електропровідності вимірювального середовища під час внесення досліджуваної речовини. Спосіб може бути реалізований за умови використання мостових вимірювальних кіл, балансування яких засноване на використанні цифрових генераторів у гілках моста з регулюванням співвідношень між їхніми амплітудами і початковими фазами. Позитивний технічний ефект досягається через проведення додаткових операцій під час балансування вимірювального кола, водночас додаткові апаратні затрати не потрібні.

Роботу виконано за підтримки Національної академії наук України в рамках Державної бюджетної програми «Підтримка розвитку пріоритетних напрямів наукових досліджень» (КПКВК: 6541030), цільової програми наукових досліджень Національної академії наук України «Розумні» сенсорні прилади нового покоління на основі сучасних матеріалів та технологій». Проект «Розробка та оптимізація електронного модуля кондуктометричного біосенсорного аналізатора для визначення аргініну» (шифр "Кондуктометрія").

1. Turner A.P.F., Karube I., Wilson G.S. Biosensors: Fundamentals and applications. New York: Oxford University Press, 1987. 770 p.
2. Brett C.M.A., Brett A.M.O. Electrochemistry – Principles, methods and applications. Oxford University Press, 1993. 427 p.
3. Impedance Spectroscopy. Theory, Experiment, and Application. Edited by Barsoukov E., Macdonald J.R. New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2005. 595 p. DOI: <https://doi.org/10.1002/0471716243>.
4. Grossi M., Riccò B. Electrical impedance spectroscopy (EIS) for biological analysis and food characterization: a review. *Journal of Sensors and Sensor Systems*. 2017. No 6. Pp. 303–325. <https://doi.org/10.5194/jsss-6-303-2017>.
5. Kollahchi N., Braiek M., Ebrahimipour G., Ranaei-Siadat S., Lagarde F., Jaffrezic-Renault N. Direct detection of phenol using a new bacterial strain-based conductometric biosensor. *Journal of Environmental Chemical Engineering*. 2018. Vol. 6. Iss. 3. Pp. 478–484. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jece.2017.12.023>.
6. Lee R., Kester W. Fully Automatic Self-Calibrated Conductivity Measurement System. *Analog Dialogue*, 50-11. 2016.
7. Мельник В.Г., Дзядевич С.В., Новик А.И., Погребняк В.Д., Слицкий А.В. Обеспечение метрологической надежности кондуктометрических систем с дифференциальными датчиками. *Сенсорна електроніка і мікросистемні технології*. 2011. Т. 8. № 4. С. 46–52. DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2011.4.119304>.
8. Мельник В.Г., Слицкий А.В., Василенко А.Д. Квазиуравновешенный кондуктометрический мост для биосенсорной системы с балансировкой по модулю и фазе. *Сенсорна електроніка і мікросистемні технології*. 2016. Т. 13. № 3. С. 91–100. DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2016.3.78649>.
9. Melnyk V.G., Borshchov P.I., Dzyadevych S.V., Saiapina O.Y., Vasylenko O.D. Increasing the sensitivity and metrological reliability of a differential conductometric biosensor system. *Технічна електродинаміка*. 2021. № 6. Pp. 68–77. DOI: <https://doi.org/10.15407/techned2021.06.068>.

METHOD OF MEASUREMENT OF LOCAL CHANGES IN ELECTRIC CONDUCTIVITY OF SOLUTIONS IN DIFFERENTIAL CONDUCTOMETRIC BIOSENSOR SYSTEMS**V.G. Melnyk¹, P.I. Borshchov¹, S.V. Dzyadevych², O.Y. Saiapina²**¹ – Institute of Electrodynamics of the National Academy of Sciences of Ukraine, pr. Peremohy, 56, Kyiv, 03057, Ukraine² – Institute of Molecular Biology and Genetics of the National Academy of Sciences of Ukraine, Zabolotnogo st., 150, Kyiv, 03680, Ukraine
e-mail: pavbor2010@gmail.com

A method for measuring local changes in the electrical conductivity of solutions using differential conductometric sensors is considered. The method makes it possible to significantly reduce the measurement error due to changes in the background electrical conductivity of the measuring medium when applying the test substance with non-identical parameters of equivalent electrical circuits of the sensor components. The bridge measuring circuit is brought to a quasi-balanced state, while the voltages in the sections of the working solution of the working and reference transducers of the sensor coincide in phase with each other, and their values are proportional to the conductivity of these sections. At the same time, changes in the background electrical conductivity of the solution do not lead to a change in the imbalance signal of the bridge circuit, which allows measuring the informative local change in the electrical conductivity of the working transducer with high sensitivity. The method can be used for highly sensitive and accurate quantification of solutions of electrically conductive substances in technological processes in the energy, chemical, and food industries, in the latest technologies, in particular in biosensor analyzers. The research results of the experimental sample of the conductometric analyzer are given. Ref. 9, table.

Keywords: measurements, differential sensors, conductometric biosensors, impedance parameters, equivalent electrical circuit.

1. Turner A.P.F., Karube I., Wilson G.S. Biosensors: Fundamentals and applications. New York: Oxford University Press, 1987. 770 p.
2. Brett C.M.A., Brett A.M.O. Electrochemistry – Principles, methods and applications. Oxford University Press, 1993. 427 p.
3. Impedance Spectroscopy. Theory, Experiment, and Application. Edited by Barsoukov E., Macdonald J.R. New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2005. 595 p. DOI: <https://doi.org/10.1002/0471716243>.
4. Grossi M., Riccò B. Electrical impedance spectroscopy (EIS) for biological analysis and food characterization: a review. *Journal of Sensors and Sensor Systems*. 2017. No 6. Pp. 303–325. <https://doi.org/10.5194/jsss-6-303-2017>.
5. Kolahchi N., Braiek M., Ebrahimipour G., Ranaei-Siadat S., Lagarde F., Jaffrezic-Renault N. Direct detection of phenol using a new bacterial strain-based conductometric biosensor. *Journal of Environmental Chemical Engineering*. 2018. Vol. 6. Iss. 3. Pp. 478–484. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jece.2017.12.023>.
6. Lee R., Kester W. Fully Automatic Self-Calibrated Conductivity Measurement System. *Analog Dialogue*, 50-11. 2016.
7. Melnyk V.G., Dzyadevych S.V., Novik A.I., Pogrebnyak V.D., Slitskiy A.V., Lepikh Ya.I., Lenkov S.V., Prochenko V.O. Ensuring of reliability of metrological characteristics of the conductometric systems with differential sensors. *Sensorna elektronika i mikrosistemni tekhnologii*. 2011. Vol. 8. No 4. Pp. 46–52. (Rus) DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2011.4.119304>.
8. Melnyk V.G., Slitskiy A.V., Vasylenko A.D. The quasi balanced conductometric bridge for biosensor system with balancing modulus and phase. *Sensorna elektronika i mikrosistemni tekhnologii*. 2016. Vol. 13. No 3. Pp. 91–100. (Rus) DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2016.3.78649>.
9. Melnyk V.G., Borshchov P.I., Dzyadevych S.V., Saiapina O.Y., Vasylenko O.D. Increasing the sensitivity and metrological reliability of a differential conductometric biosensor system. *Technichna elektrodynamika*. 2021. No 6. Pp. 68–77. DOI: <https://doi.org/10.15407/techmed2021.06.068>.

Надійшла: 16.05.2022

Received: 16.05.2022