

**МЕТОДИ ПІДВИЩЕННЯ ЧУТЛИВОСТІ, ТОЧНОСТІ І СЕЛЕКТИВНОСТІ ВИМІРЮВАНЬ
У ДИФЕРЕНЦІЙНИХ КОНДУКТОМЕТРИЧНИХ СИСТЕМАХ**

В.Г. Мельник^{*}, докт. техн. наук, **П.І. Борщов**^{**}, канд. техн. наук, **В.К. Беляєв**^{***}, канд. техн. наук,
О.Д. Василенко^{****}, канд. техн. наук, **І.О. Брагинець**^{*****}, канд. техн. наук
Інститут електродинаміки НАН України,
пр. Берестейський, 56, Київ, 03057, Україна.
E-mail: vgmelyk@gmail.com.

У роботі узагальнено підходи до вирішення проблем, що обмежують чутливість, точність та селективність кондуктометричних вимірювань. Наведено результати досліджень та розробок, спрямованих на створення портативних та недорогих електрохімічних аналізаторів з метрологічними характеристиками, що задовольняють широке коло практичних потреб у галузі кондуктометрії. Розглянуто основні фактори, що знижують чутливість вимірювального каналу та викликають похибки вимірювань, і диференціальні методи вимірювання, які дають можливість усунути або суттєво зменшити їхній вплив. Ці результати отримано у процесі розробок біосенсорних систем, але можуть бути застосовані й для інших завдань, де необхідні швидкі та точні визначення змін електропровідності розчинів. Наведено результати теоретичних та експериментальних досліджень кондуктометричних перетворювачів біосенсорів та вимірювальних кіл для їхнього використання, обґрунтовано новий підхід до подальшого підвищення селективності диференціальних сенсорних систем. Бібл. 25, табл. 2, рис. 5.

Ключові слова: кондуктометрія, біосенсори, диференціальні вимірювання, чутливість, синфазні завади.

Вступ. Кондуктометрія – визначення електропровідності розчинів електролітів, що широко застосовується в багатьох технологічних процесах для контролю складу робочого середовища, сировини та готової продукції [1–5]. В енергетиці, фармацевтиці, інших хімічних виробництвах та в харчовій промисловості такі вимірювання використовують під час підготовки технологічної води. У біомедичних, екологічних та інших лабораторних дослідженнях кондуктометричні прилади використовують разом із селективними електрохімічними перетворювачами, зокрема, з біосенсорами для селективного кількісного аналізу складу розчинів [6–13]. У всіх випадках висуваються суворі вимоги до чутливості та точності засобів вимірювань і, особливо, до їхньої вибіркової по відношенню до неінформативних факторів, що впливають. Це пов'язано, з одного боку, з відповідальністю даного виду вимірювань, зокрема, у разі використання для медичної діагностики та контролю якості харчових продуктів [14–16], а з іншого боку – зі структурою та особливостями функціонування вимірювального каналу, у складі якого є кондуктометричні первинні перетворювачі (сенсори), які занурені в розчин електроліту, що знаходиться у вимірювальній комірці [17–20].

Кондуктометрія оснований на вимірюванні інформативного параметра сигналу (струм I , напруга U або їх зміни ΔI , ΔU) на виході первинного перетворювача – сенсора, до якого прикладено тестову напругу змінного струму. Імпеданс такого перетворювача представляється складною еквівалентною схемою [1–4]. Крім основного інформативного параметра – активного опору розчину R_s (або його електропровідності G_s) між електродами, вона містить неінформативні параметри. Ці параметри (міжелектродна ємність C_g , ємність подвійного шару C_{dl} , опір перенесення зарядів R_{ct} , імпеданс Варбурга

© Мельник В.Г., Борщов П.І., Беляєв В.К., Василенко О.Д., Брагинець І.О., 2026
ORCID: * <https://orcid.org/0000-0002-4470-4339>; ** <https://orcid.org/0000-0003-1363-9252>;
*** <https://orcid.org/0000-0001-7447-9294>; **** <https://orcid.org/0000-0002-1043-9426>;
***** <https://orcid.org/0000-0002-9528-5808>

© Видавець ВД «Академпериодика» НАН України, 2026



Це стаття відкритого доступу за ліцензією CC BY-NC-ND 4.0
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode.uk>

W) нестабільні і можуть суттєво змінювати результати перетворення сенсора. Це відбувається через зміни початкових (фонових) параметрів середовища (складу розчину, його температури) у процесі вимірювань. У зв'язку з цим, незважаючи на позитивні якості кондуктометричного методу, багато фахівців сумніваються в його перспективах щодо отримання достовірних результатів під час складних селективних вимірювань у широкому діапазоні величин, що визначаються. Зокрема, тривалий час кондуктометричні біосенсорні системи не використовувалися на практиці через їхню чутливість до факторів, що змінюють фонову провідність розчину в кондуктометричній комірці. **Метою** даної роботи є ознайомлення фахівців з можливостями суттєвого зменшення зазначених вище проблем, з результатами, отриманими авторами в цьому напрямку та обґрунтування нового підходу до подальшого підвищення селективності диференціальних сенсорних систем.

Застосування диференціального методу вимірювань. Вплив змін параметрів середовища в кондуктометричній комірці дуже успішно зменшено за допомогою диференціального кондуктометричного методу з двома планарними двоелектродними перетворювачами (сенсорами) із зустрічно-штирьовою топологією (рис. 1, а), які виготовляються на керамічній підкладці за тонкоплівочною технологією [11, 12]. На основі такого підходу, розвинутого відомими вітчизняними і зарубіжними вченими, було створено працездатні кондуктометричні біосенсорні системи [3, 5, 6, 10, 13, 20].

Вимірювальний канал диференційного аналізатора містить 4-плечовий міст змінного струму, два плеча якого включають пару кондуктометричних перетворювачів (диференціальний сенсор), що розміщується у вимірювальній комірці з буферним розчином, а два інших – ідентичні резистори [3]. Інший, більш простий варіант мостового кола, може бути виконаний у вигляді схеми порівняння струмів (рис. 1, б). На один із перетворювачів (робочий S_a) наноситься селективна біосенсорна мембрана, яка генерує носії електричного заряду під час контакту з цільовим аналітом, що викликає локальну зміну електропровідності. Інший перетворювач є референсним (S_p), він знаходиться в області фонової електропровідності розчину. Міст живиться від генератора тестової змінної напруги G з двома протифазними виходами U_g та $-U_g$. Його вихідний сигнал U_{out} приймається з виходу моста за допомогою операційного підсилювача. За допомогою синхронного детектора з нього виділяється інформативна складова синфазна з сигналом генератора, яка вимірюється мікровольтметром [3, 20]. Значення цієї складової пропорційно величині різниці активних опорів розчину R_{sa} та R_{sp} у диференціальній парі кондуктометричних перетворювачів. Якщо ця різниця практично відсутня, а інші складові імпедансу та резистори мосту також ідентичні, то мостова схема знаходиться в урівноваженому стані, а значення її вихідного сигналу близько до нуля. Через контакт робочого перетворювача з аналітом його активний опір змінюється (близько 1 %) і на виході мосту з'являється відповідний відгук [21].

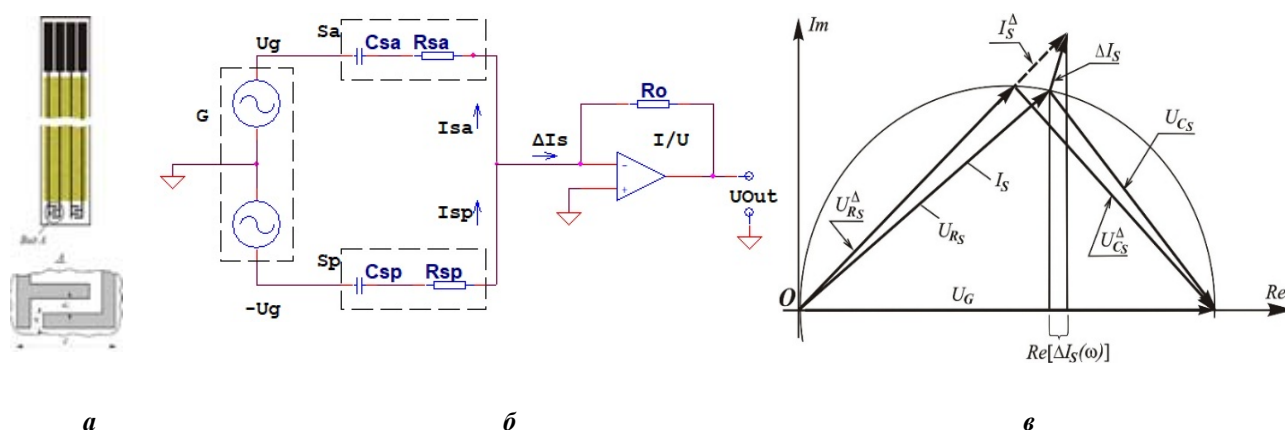


Рис. 1

Описане рішення реалізується досить просто, проте воно дає можливість отримати достовірні результати в широкому спектрі завдань досліджень тільки за дуже малих відмінностей (не більше 1–2 %) еквівалентних параметрів R_s і C_s послідовної двоелементної схеми заміщення перетворювачів диференціальної пари, що важко забезпечити під час виготовлення і практично неможливо підтримувати у процесі експлуатації. Якщо параметри R_s і C_s не є ідентичними через відмінності значень параметрів еквівалентних схем перетворювачів C_g , C_{dl} , R_{ct} або W , то чутливості робочого та референсного перетворювачів (зміни струму ΔI_s у них за однакових змін опорів розчину R_{sa} або R_{sp}) виявляються різними і ефективність диференціального методу зменшується. За значної різниці

вказаних параметрів перетворювачів (до 10 %) досить надійні результати можна отримати тільки у разі досліджень аналітів, що не змінюють фонову електропровідність буферного розчину кондуктометричної комірки. Її зміна викликає появу адитивної похибки, пропорційної до цієї зміни і відносної різниці R_s і C_s .

Крім проблеми інваріантності результатів вимірювань до змін фонові електропровідності в кондуктометричній комірці, існує залежність інформативного сигналу від величини тангенса фазового кута $\tan \varphi$ кондуктометричних перетворювачів. Це питання (для мостової схеми з порівнянням струмів, аналогічній за характеристиками 4-плечовому мосту) ілюструється на рис. 1, б, в [21]. Вектор приросту вихідного сигналу моста має фазовий кут 2φ , тому інформативний сигнал на виході синхронного детектора кондуктометричного каналу $\text{Re}(\Delta I_s)$ різко падає аж до 0 за $\tan \varphi = 1$. Це є систематичною мультиплікативною похибкою, що також обмежує допустимі параметри перетворювачів задля стабілізації чутливості та отримання точного результату вимірювання в одиницях електропровідності.

Удосконалення диференціальних кондуктометричних вимірювань методами компенсації падіння напруги на приелектродних ємностях сенсорів. Вперше в даному напрямку [22] засновано підходи до побудови вимірювального каналу, оснований на застосуванні повністю зрівноваженого мостового кола або моста, зрівноваженого за одним (квадратурним до інформативного) параметром перетворювачів C_s , який визначається, головним чином, C_{dl} .

Цей підхід пояснюється векторною діаграмою на рис. 2, а та схемою на рис. 2, б. У першому варіанті (з повним зрівноваженням моста) він полягає у додаванні до тестових сигналів U_g від генератора G , які подаються на референсний (пасивний) і робочий (активний) перетворювачі (S_p і S_a відповідно), квадратурної до U_g складової U_{ck} , що регулюється кодом $K1$. Якщо напруга U_{ck} стає рівною напрузі U_{ca} (рис. 2, а) на ємності робочого (активного) перетворювача, вона її компенсує. При цьому напруга на R_{sa} дорівнює напрузі U_g , а вектор струму I_{sa} повертається на кут φ і збігається з нею по фазі. З U_g також пов'язані опорні напруги синхронного детектора (осі **Re** та **Im** на рис. 2, а). Зазначений стан (точка рівноваги моста за реактивною складовою імпедансу робочого перетворювача) визначається за нульовим значенням складової **Im**(I_{sa}) під час відключення ключем SW_p референсного перетворювача. У цьому випадку фазовий кут інформативного приросту струму ΔI_a перетворювача зменшується до φ . Чутливість моста на виході синхронного детектора до змін R_{sa} визначається виразом $S = (1 + \tan^2 \varphi)^{-1}$ і може бути добре стабілізованою в широких межах значень φ .

Зрівноваження моста за активною складовою імпедансу перетворювача досягається зміною амплітуди напруги на референсному перетворювачі S_p регулятором за кодом $K2$ (на основі DAC) до досягнення близької до нуля різниці синфазної з U_g складової різниці струмів перетворювачів **Re**($I_{sa} - I_{sp}$). Після цього зміна значення цієї складової буде відповідати зміні електропровідності в робочому перетворювачі диференціального сенсора незалежно від значень фонові електропровідності в кондуктометричній комірці. При цьому на виході моста залишається деяка квадратурна до U_g складова різниці струмів перетворювачів за наявності різниці їхніх фазових кутів через неповну компенсацію падіння напруги на ємності референсного перетворювача, що не впливає на інформативний сигнал на виході синхронного детектора. Дослідження під час експлуатації цього варіанта диференціального кондуктометра показали, що придушення впливу змін фонові електропровідності в комірці у разі відмінностей активних опорів перетворювачів (R_{sp} і R_{sa} на рис. 2, б) виявляється гірше, ніж за такої ж відносної відмінності їхніх ємностей C_s . Причина цього полягає в тому, що за рівності струмів I_{sa} та I_{sp} , у випадку рівноваги моста напруги на опорах розчину R_{sa} та R_{sp}

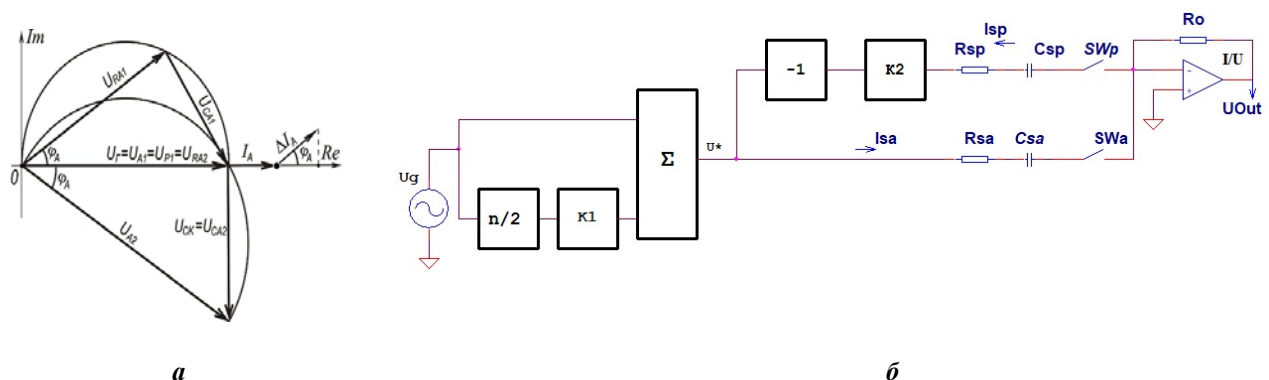


Рис. 2

у разі їхньої різниці буде різним. Оскільки ці напруги визначають приріст струмів у перетворювачах за змінах фонові електропровідності, то такі прирости викликають адитивну по відношенню до інформативного сигналу похибку. Задля зменшення цієї похибки необхідно добиватися рівності напруги на активних опорах перетворювачів у разі відмінностей їхніх ємностей. З цією метою розроблено другий варіант диференціального кондуктометра з повною компенсацією падінь напруг на ємностях обох перетворювачів.

Функціональну схему такого варіанта кондуктометра наведено на рис. 3. Її відмінністю від схеми на рис. 2, є наявність другого суматора, суміщеного з цифро-аналоговим перетворювачем DAC2 з кодовим регулюванням, що забезпечує регулювання в невеликих межах квадратурної до U_g складової тестової напруги на референсному перетворювачі. Це дає змогу точно компенсувати

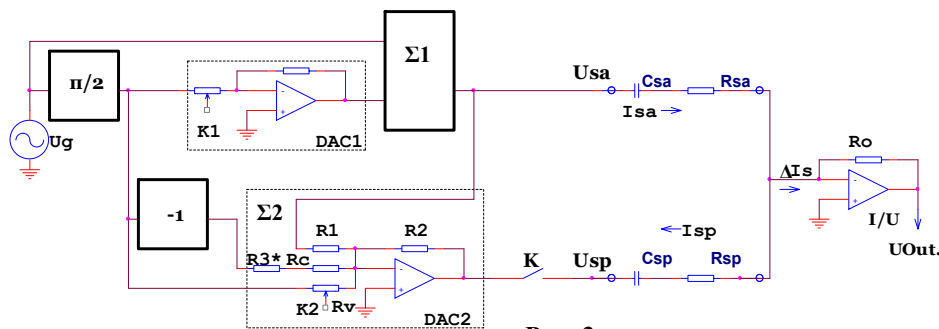


Рис. 3

падіння напруг на ємностях обох перетворювачів, отримати однакові, рівні U_g напруги на опорах розчину в них і помітно збільшити придушення впливу змін фонові електропровідності [23]. За такого балансування моста на його виході залишається

невеликий сигнал нерівноваги по синфазній до U_g складовій, що є початковим зсувом інформативного сигналу. Однак його легко врахувати простим зсувом масиву результатів вимірювань.

Описаний вище підхід до удосконалення диференціальних кондуктометричних вимірювань дав змогу добре стабілізувати чутливість і нормувати вихідний сигнал вимірювального кола досить простими технічними засобами навіть за значних відмінностей параметрів перетворювачів у диференціальній парі. Точність і завадостійкість вимірювань за такого підходу цілком задовольняє завданням дослідження аналітів з низькою власною провідністю (наприклад, сахаридів). Проблемою, що залишається, є значна адитивна похибка, яка виникає в тих випадках, коли власна провідність сумірна з інформативним приростом електропровідності розчину під час внесення у вимірювальну комірку аналіту або перевищує його. За рівних значень цих провідностей ця похибка становить близько 10 % у випадку, коли один з параметрів у парі перетворювачів відрізняється від іншого на 20 %.

Диференціальні кондуктометричні вимірювання з глибоким придушенням впливу фонових змін у розчині. Задля подолання зазначеної вище проблеми використано підхід із приведенням моста в особливий квазірівноважний стан, який розглядається далі. У роботах [24, 25] розроблено принцип диференціальних вимірювань за квазірівноваги мостового кола, який теоретично дає можливість повністю придушити похибку від зміни фонові електропровідності в кондуктометричній комірці. Він полягає в тому, що перед внесенням аналіту в буферний розчин міст балансують регулюванням струму в референсному перетворювачі за модулем і фазовим кутом до мінімального значення вихідного струму моста ΔI_s . При цьому поворот за фазою струму, що регулюється, дорівнює $\Delta\varphi = \varphi_a - \varphi_p$. Задля переведення моста в квазірівноважний стан фазу струму в референсному перетворювачі додатково змінюють на ту ж величину. При цьому струм ΔI_s не є мінімальним, але зміни струмів у перетворювачах за фонових змін провідності розчину в комірці стають рівними за модулем і протилежні за фазою.

Вочевидь, щоб зменшити похибку від фонових впливів до рівня шумів, потрібна дуже мала відносна неідентичність коефіцієнтів передачі перетворювачів в диференціальній схемі. З урахуванням відмінності їхніх параметрів та точності балансування, а також того, що на практиці фонові впливи можуть багаторазово перевищувати інформативні величини [23], ця неідентичність не повинна значно перевищувати дискретність відліку за інформативним параметром (близько 0,01 %). Досягнення такої точності балансування моста за допомогою аналогових перетворювачів, які використовувалися у вищезгаданих розробках, технічно неможливе. Тому було розроблено мостове коло з цифро-аналоговими перетворювачами постійної опорної напруги в квазісинусоїдальні тестові сигнали для робочого та референсного перетворювачів [24] (рис. 4). Амплітудні та фазові

співвідношення цих сигналів регулюються цифровими кодами, що дає можливість врівноважувати міст за модулем та фазою вихідного сигналу, а також точно встановлювати його в інші розрахунково-визначені стани з урахуванням відмінності параметрів еквівалентних схем кондуктометричних перетворювачів. За результатами проведених досліджень розроблено апаратно-програмний комплекс

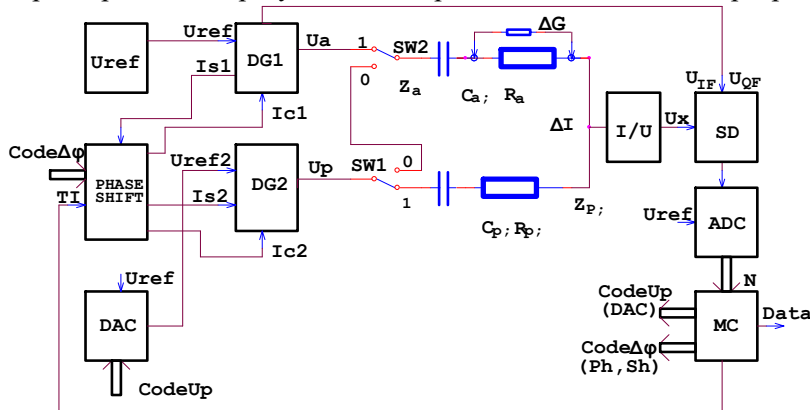


Рис. 4

диференціального кондуктометра для біосенсорних аналізаторів, який докладно описано у [25]. Результати його метрологічних досліджень з питання, що розглядається, проблеми та можливості їхнього вирішення, що залишилися, розглядаються нижче.

Векторну діаграму струмів мостового кола в області його квазірівноваги наведено на рис. 5. В описаній структурі приладу компенсація напруги на ємностях перетворювачів (C_{dl}) не проводиться,

тому вектори струмів у перетворювачах розташовуються під кутом φ до горизонтальної осі координат, а фазові кути прирістів струмів в них мають значення 2φ . Це збільшує варіації чутливості через зміни φ та обмежує граничне значення $\tan \varphi$ перетворювачів величиною 0,5–0,6. Результати комп'ютерного моделювання величини похибки δ від змін фонові електропровідності розчину в кондуктометричній комірці для розробленого методу балансування мостового кола в широкому діапазоні їхніх можливих значень наведено в табл. 1. Вони показують, що з використанням запропонованого методу теоретично можливе практично повне (до 1000 разів) придушення фонових впливів.

Таблиця 1

№	G_{AS} , мСм	C_{AS} , нФ	$\tan \varphi_A$	G_{RS} , мСм	C_{RS} , нФ	$\tan \varphi_R$	$\delta, \%$
1	1	5,44	0,4681	1	4,352	0,5851	0,08
2	5	40	0,3183	5	48	0,26526	0,04
3	5	1	12,733	4,167	1	10,61	0,017
4	0,2	1	0,5093	0,25	1	0,6366	0,11
5	1	4,5	0,5659	1	5,4	0,4716	0,066
6	1	5,44	0,4681	1,2	6,8	0,4496	0,01

У табл. 2 наведено значення відгуків вимірювального каналу (у кодах ADC) на синфазну заваду ($\Delta(R_{ap} = 1 \%)$) та на інформативний приріст ($\Delta R_a = +1 \%$), отримані за допомогою прототипу кондуктометричного аналізатора з

квазірівновагою мостового кола та електричного еквівалента диференційного кондуктометричного сенсора за максимально припустимих відхиленнях одного з параметрів пари перетворювачів. В останньому стовпчику наведено відносні значення отриманої адитивної похибки $\delta = \Delta(\Delta R_{ap} / \Delta R_a)$. Отримані дані демонструють помітно менше придушення впливу фонові електропровідності порівняно з комп'ютерною моделлю. Причиною цього є обмеження дискретності регулювання фазового кута ($0,7^\circ$) на робочих частотах (більше 50 кГц), що, в свою чергу, обмежено тактовою частотою мікроконтролера модуля (32 МГц) та швидкодією цифрових мікросхем у схемі на рис. 4.

Таблиця 2

Параметри сенсора	R_a , Ом	R_p , Ом	R_p/R_a	$\tan \varphi_a$	$\tan \varphi_p$	$\Delta(\Delta R_{ap}=1\%)$	$\Delta G_a=+1\%$	$\delta_{add}, \%$
$C_p=0,8C_a; R_p=R_a$	1009	1010	1,001	0,440	0,525	18	1530	1,17
$C_p=1,2C_a; R_p=R_a$	1008	1008	1,000	0,440	0,351	12	1530	0,78
$R_p=0,8R_a; C_p=C_a$	1008	846	0,839	0,440	0,527	30	1519	1,89
$R_a=0,8R_p; C_p=C_a$	846	1010	1,1939	0,5268	0,4400	25	1680	1,49

Недостатня дискретність установки квазірівноваги за фазовим кутом призводить до відхилень реального стану моста від розрахункового квазірівноважного стану за цим параметром. Дана проблема та її можливе вирішення ілюструється векторною діаграмою струмів за квазірівноваги мосту на рис. 5. На ній показані положення векторів струмів перетворювачів: робочого I_a і референсного I_p (в

інверсному положенні для порівняння з I_a). Розрахункове положення $-I_p^c$ збігається з I_a , а реальне після встановлення квазірівноваги показано штриховою лінією ($-I_p^r$); $\text{tg}\varphi = 0,5$. Можливу різницю їхніх кутів ($0,7^\circ$) умовно збільшено. Прирости струмів перетворювачів ΔI_a та ΔI_p (вони знаходяться під кутом φ до векторів I_a та I_p) також сильно збільшені. Насправді їхні модулі становлять близько 1 % від I_a та I_p . Після балансування моста початки векторів приростів переміщуються до центру системи координат (осі Q_b ; S_b). У цій системі координат за відсутності різниці кутів між I_a та $-I_p^c$ сума векторів ΔI_a та $-\Delta I_p^c$ дорівнювала б нулю. В реальності через відмінність фазових кутів ΔI_a та $-\Delta I_p^c$ з'являється вектор різниці цих струмів $\Delta\Delta I_p^r$, який під час обробки сигналу в синхронному детекторі дає проекцію на вісь S_b величиною $\text{Re}(\Delta\Delta I_p)$, що є проявом впливу змін фонові.

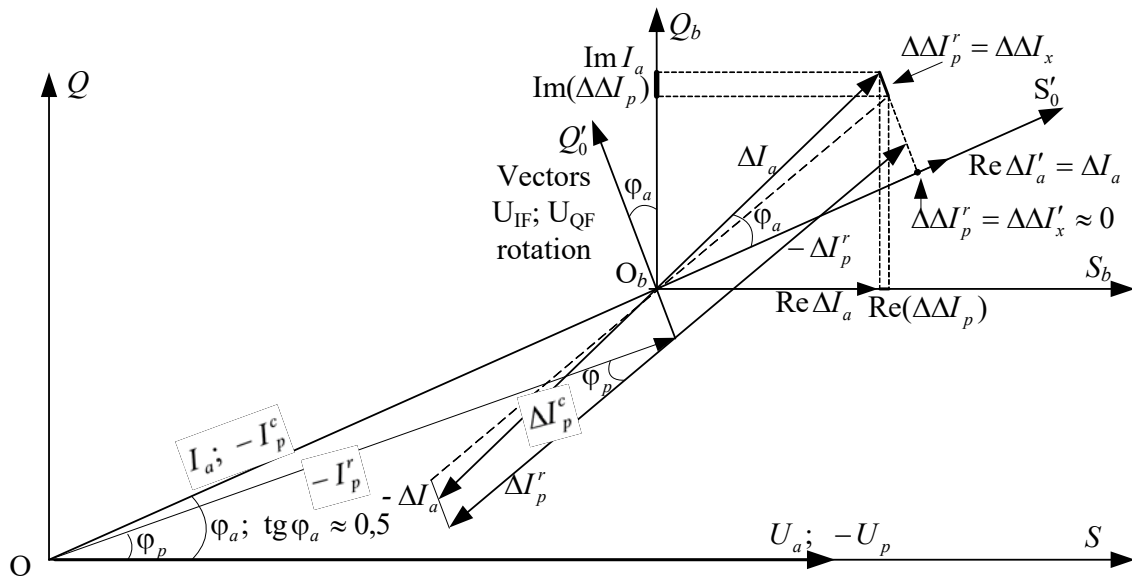


Рис. 5

Зазначена проблема може бути вирішена застосуванням нового підходу до неї, що комбінує обидва, розглянутих вище підходи – з компенсацією напруги на ємностях перетворювачів та з приведенням мостового кола в розрахунковий стан квазірівноваги. Він відрізняється поворотом опорної напруги U_{IF} і U_{QF} синхронного детектора SD на кут φ . При цьому осі системи координат переходять у положення Q_0^I ; S_0^I . У цьому випадку неточність положення фазового кута регульованого вектора струму в референсному перетворювачі не впливатиме на величину синфазної складової вихідного струму мостового ланцюга $\text{Re}(\Delta I_a^I)$. Крім того, кут між віссю S_0^I та вектором ΔI_a зменшується в 2 рази до значення φ , що веде до суттєвого збільшення та стабілізації чутливості вимірювань. Таким чином, це рішення поєднує переваги розглянутих вище методів диференціальних вимірювань. Очікуване додаткове збільшення придушення впливу змін фонові електропровідності не менше, ніж у 2 рази. Однак треба мати на увазі, що для цього знадобиться дублювання блоків *Phase Shift* і частково *DG2* у схемі на рис. 2, тобто певне ускладнення пристрою, його алгоритму роботи та програмного забезпечення.

Висновки. Використання диференціальних вимірювань за допомогою пари планарних двоелектродних кондуктометричних перетворювачів і мостового кола змінного струму дає змогу виконувати безпосереднє одночасне порівняння електропровідностей розчину в двох локальних областях вимірювальної комірки та точно визначати їхні дуже малі локальні зміни, виключаючи при цьому вплив нестабільності фонових факторів. Такий підхід потенційно дає можливість забезпечити швидко та з високою чутливістю аналіз складу розчинів, використовуючи прості методики та недорогі засоби вимірювань, у тому числі селективний аналіз за допомогою хемо- та біосенсорів. Однак повна реалізація таких переваг обмежена складністю еквівалентної схеми кондуктометричних перетворювачів та суттєвим впливом її нестабільних неінформативних параметрів на функцію перетворення вимірювального каналу.

Підхід до виконання вимірювань з урівноважуванням мостового кола шляхом компенсації падінь напруг на ємностях кондуктометричних перетворювачів, що був розроблений під час досліджень, дає змогу стабілізувати на високому рівні чутливість приладів незалежно від значень

інформативного і неінформативних параметрів еквівалентної схеми робочого кондуктометричного перетворювача в досить широкому діапазоні електропровідності розчинів.

Підхід до виконання вимірювань з приведенням кондуктометричного моста в особливий стан квазірівноваги, в якому досягається глибоке придушення впливу фонових змін параметрів середовища вимірювань на його вихідний інформативний сигнал, дав змогу досягти значної інваріантності результатів вимірювань до нестабільностей параметрів еквівалентних схем перетворювачів диференціального сенсора.

Запропоновано новий підхід до побудови диференційного аналізатора, що полягає в комбінації методів вимірювань з квазірівновагою моста та компенсації падінь напруги на ємностях кондуктометричних перетворювачів, що надасть можливості знизити вплив змін фонові електропровідності, які дорівнюють інформативним сигналам, до рівня роздільної здатності вимірювального каналу.

Роботу виконано за рахунок держбюджетної теми «Розширення функціональних можливостей та підвищення метрологічних характеристик засобів вимірювання в системах моніторингу і діагностування в електроенергетиці» (шифр «Параметр-Д»), державний реєстраційний номер 0122U000136, КПКВК 6541030.

METHODS FOR INCREASING THE SENSITIVITY, ACCURACY, AND SELECTIVENESS OF MEASUREMENTS IN DIFFERENTIAL CONDUCTOMETRIC SYSTEMS

V.G. Melnyk, P.I. Borshchov, V.K. Beliaev, O.D. Vasylenko, I.O. Brahynets
Institute of Electrodynamics National Academy of Sciences of Ukraine,
56, Beresteiskiy Ave, Kyiv, 03057, Ukraine,
e-mail: vgmelnyk@gmail.com.

This paper summarizes approaches to solving problems limiting the sensitivity, accuracy, and selectivity of conductometric measurements. It presents the results of extensive research and development aimed at creating portable, affordable electrochemical analyzers with metrological characteristics that meet a wide range of practical needs in conductometry. The main factors that reduce the sensitivity of the measuring channel and cause measurement errors are discussed, as well as differential measurement methods that can eliminate or significantly reduce their impact. These results were obtained during the development of biosensor systems, but can also be applied to other tasks requiring rapid and accurate determination of changes in the electrical conductivity of solutions. The results of theoretical and experimental studies of biosensor conductometric transducers and measuring circuits for their use are presented. References 25, tables 2, figures 5.

Keywords: conductometry, biosensors, differential measurements, sensitivity, common-mode interference.

1. Impedance Spectroscopy Theory, Experiment, and Application. Edited by E. Barsoukov, R. Macdonald. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2005. 560 p.
2. Bard A.J., Faulkner L.R. Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications. New York: Wiley, 1980. 718 p.
3. Dzjadevych S.V., Soldatkin O.P. Scientific and technological principles of creation of miniature electrochemical biosensors. Kyiv: Naukova dumka, 2006. 256 p.
4. Coury L. Conductance Measurements Part 1: Theory. Current Separations. 1999. Vol. 18. No 3. Pp. 91–96.
5. Lee R., Kester W. Fully Automatic Self-Calibrated Conductivity Measurement System. *Analog Dialogue* 50-11. November 2016.
6. Kell D.B., Davey C.L. Conductometric and Impedimetric devices. In book: Biosensors. A practical approach. Oxford: IRL Press, 1990. 271 p. DOI: <https://doi.org/10.1093/oso/9780199630462.003.0005>.
7. Kell D.B. The principles and potential of electrical admittance spectroscopy: an introduction. In book: Biosensors: Fundamentals and Application. Oxford: Oxford Univ. Press, 1987. Pp. 427–468.
8. Terner A., Karube I., Wilson G. Biosensory: Fundamentals and Application. Oxford, New York, Tokyo: Oxford Univ. Press, 1987. 770 p.
9. Hnaïen E.M., Lagarde F., Jaffrezic-Renault N. A rapid and sensitive alcohol oxidase/catalase conductometric biosensor for alcohol determination. *Talanta*. 2010. Vol. 81. Issue 1-2. Pp. 222–227. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.talanta.2009.11.061>.
10. Janata J. Conductometric sensors. In: Principles of Chemical Sensors. Boston: Springer, 2009. Pp. 241–266. DOI: <https://doi.org/10.1007/b136378>.
11. Dzjadevych S.V., Shulga A.A., Packovskij S.V., Arhipova V.N., Soldatkin A.P., Striha V.I. Thin-film

- conductometric sensor for enzyme biosensors. *Elektrokhimiia*. 1994. Vol. 30. No 8. Pp. 982–987. (Rus)
12. Dzjadovich S.V. Conductometric enzyme biosensors: theory technology, application. *Biopolymers and cell*. 2005. Vol. 21. No 2. Pp. 91–106. DOI: <https://doi.org/10.7124/bc.0006E1>.
13. Varnakavi Nares, Nohyun Lee. A Review on Biosensors and Recent Development of Nanostructured Materials-Enabled Biosensors. *Sensors*. 2021. Vol. 21 (4). Article 1109. DOI: <https://doi.org/10.3390/s21041109>
14. Adley C.C., Ryan M.P. Conductometric biosensors for high throughput screening of pathogens. In: *High Throughput Screening for Food Safety Assessment: Biosensor Technologies, Hyperspectral Imaging and Practical Applications*. Cambridge: Woodhead Publishing Ltd, 2014. Pp. 315–326. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-85709-801-6.00014-9>.
15. Braiek M., Djebbi M.A., Chateaux J-F., Jaffrezic-Renault N. A conductometric sensor for potassium detection in whole blood. *Sensor and Actuators B: Chemical*. 2016. Vol. 235. Pp. 27–32. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2016.05.050>.
16. Lee S-M., Lee W-Y. Determination of heavy metal ions using conductometric biosensor based on sol-gel immobilized urease. *Bulletin of the Korean Chemical Society*. 2002. Vol. 23. No 8. Pp. 1169–1172. DOI: <https://doi.org/10.5012/bkcs.2002.23.8.1169>.
17. Latif U., Dickert F.L. Conductometric sensors for monitoring degradation of automotive engine oil. *Sensors*. 2011. Vol. 11(9). Pp. 8611–8625. DOI: <https://doi.org/10.3390/s110908611>.
18. Grossi M., Riccò B. Electrical impedance spectroscopy (EIS) for biological analysis and food characterization: A review. *J. Sens. Sens. Syst.* 2017. No 6. Pp. 303–325. DOI: <https://doi.org/10.5194/jsss-6-303-2017>.
19. Watson L.D., Maynard P., Cullen D.C., Sethi R.S., Brett J., Lowe C.R. A microelectronic conductometric biosensor. *Biosensors*. 1987–1988. Vol. 3(2). Pp. 101–115. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0265-928x\(87\)80003-2](https://doi.org/10.1016/s0265-928x(87)80003-2).
20. Dzyadevych S.V., Arkhipova V.N., Karpan Ya.I., Elskaya A.V., Soldatkin A.P., Jaffrezic-Renault N., Martelet C. Conductometric formaldehyde sensitive biosensor with specifically adapted analytical characteristics. *Analytica Chimica Acta*. 2001. Vol. 445. Issue 1. Pp. 47–55. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0003-2670\(01\)01249-1](https://doi.org/10.1016/S0003-2670(01)01249-1).
21. Melnik V.G., Rubanchuk M.P., Mihal A.A. Measuring circuits for conductometric transducers with differential two-electrode sensors. *Tekhnichna Elektrodynamika*. 2008. No 2. Pp. 58–64. (Rus)
22. Melnyk V.G., Vasylenko A.D., Semenycheva L.N., Slitskiy O.V., Saiapina O.Y., Dzyadevych S.V. Solutions for enhancement of sensitivity and metrological reliability of conductometric biosensor systems. *Engineering Research Express*. 2021. Vol. 3. No 4. Article no: 045008. DOI: <https://doi.org/10.1088/2631-8695/ac2a0d>.
23. Melnyk V.G., Vasilenko O.D., Dudchenko A.E., Pogrebnyak V.D. Research common mode rejection in conductometric biosensor system with differential sensors. *Sensor Electronics and Microsystem Technologies*. 2014. Vol. 11. No 3. Pp. 49–61. (Ukr). DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2014.3.108258>.
24. 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. *Tekhnichna Elektrodynamika*. 2021. No 6. Pp. 68–78. DOI: <https://doi.org/10.15407/technd2021.06.068>.
25. Melnyk V.G., Dzyadevych S.V., Borshchov P.I., Beliaev V.K., Vasylenko O.D., Nicole Jaffrezic-Renault. Hardware and software complex for conductometric measurements with high metrological reliability. *Sensor Electronics and Microsystem Technologies*. 2023. Vol. 20. No 3. Pp. 59–78. DOI: <https://doi.org/10.18524/1815-7459.2023.3.288160>.

Надійшла 17.05.2026
Прийнята 11.06.2026