

БИОСЕНСОРИ

BIOSENSORS

УДК 577.15.08

МУЛЬТИБИОСЕНСОРНАЯ КОНДУКТОМЕТРИЧЕСКАЯ СИСТЕМА С АВТОМАТИЧЕСКОЙ НАСТРОЙКОЙ И САМОДИАГНОСТИКОЙ

В. Г. Мельник¹, А. Д. Василенко¹, А. В. Слицкий¹, С. В. Дзядевич²

¹Институт электродинамики НАН Украины, просп. Победы, 56, 03680, г. Киев, Украина,
тел.: +(380) 44 3662511, e-mail: melnik@ied.org.ua

²Институт молекулярной биологии и генетики НАН Украины, ул. Заболотного, 150, 03680,
г. Киев, Украина, тел.: +(380) 44 200 03 28, e-mail: dzyad@yahoo.com

МУЛЬТИБИОСЕНСОРНА КОНДУКТОМЕТРИЧНА СИСТЕМА З АВТОМАТИЧНИМ НАЛАШТУВАННЯМ ТА САМОДІАГНОСТИКОЮ

В. Г. Мельник, А. Д. Василенко, А. В. Слицкий, С. В. Дзядевич

Аннотация. Рассматриваются варианты построения измерительного блока мультибиосенсорной системы кондуктометрического типа с дифференциальными сенсорами, основанного на использовании уравновешенного моста переменного тока. Предложенные структуры и алгоритмы работы мостовых схем с несколькими рабочими и референсными кондуктометрическими преобразователями обеспечивают их автоматическую балансировку с одновременной диагностикой пригодности сенсоров. Обеспечено улучшенное подавление воздействий неинформативных факторов среды на результаты измерений.

Ключевые слова: мультибиосенсор, дифференциальная кондуктометрия, многопараметровые измерения, самодиагностика

МУЛЬТИБИОСЕНСОРНА КОНДУКТОМЕТРИЧНА СИСТЕМА З АВТОМАТИЧНИМ НАЛАШТУВАННЯМ ТА САМОДІАГНОСТИКОЮ

В. Г. Мельник, О. Д. Василенко, О. В. Слицкий, С. В. Дзядевич

Анотація. Розглядаються варіанти побудови вимірювального блоку мультибіосенсорної системи кондуктометричного типу з диференціальними сенсорами, основаного на використанні зрівноваженого моста змінного струму. Запропоновані структури і алгоритми роботи мостових

© В. Г. Мельник, А. Д. Василенко, А. В. Слицкий, С. В. Дзядевич, 2015

схем з кількома робочими та референсними кондуктометричними перетворювачами забезпечують їх автоматичне балансування з одночасною діагностикою придатності сенсорів. Забезпечено покращене пригнічення впливів неінформативних чинників середовища на результати вимірювань.

Ключові слова: мультибіосенсор, диференціальна кондуктометрія, багатопараметрові вимірювання, самодіагностика

MULTIBIOSENSOR CONDUCTOMETRIC SYSTEM WITH AUTOMATIC ADJUSTINGS AND SELF-DIAGNOSIS

V. G. Melnyk, A. D. Vasylenko, A. V. Slitskiy, S. V. Dzyadevych

Abstract. Variants of construction of the measuring unit of a multibiosensor system with a differential sensor of conductometric type based on balanced AC bridge are discussed. The proposed structure and working algorithms of the bridge circuits with a few workers and a few reference conductometric transducers provide them the automatic balancing simultaneously with diagnosis of efficiency of the sensors. It provides improved suppression of the noninformative impact of environmental factors on the measurement results.

Keywords: multibiosensor, conductivity, differential measurement, multi-parameter measurement, self-diagnostics

Введение

Работа кондуктометрических биосенсоров основана на измерениях локальных изменений электропроводности буферного раствора при протекании биохимической реакции в биоселективной мембране на поверхности планарного кондуктометрического преобразователя.

Метрологическая надежность биосенсорных систем этого, как и любого другого типа, зависит в большой степени от успешности нейтрализации воздействий на результаты измерений многочисленных параметров среды и элементов измерительного канала. Кондуктометрические биосенсоры получили развитие в последнее десятилетие благодаря применению дифференциальных методов измерений с помощью мостов переменного тока и дифференциальной пары (рабочего (активного) и референсного (пассивного)) кондуктометрических преобразователей [1-4]. Уравновешивание мостовой цепи, в которую включен дифференциальный кондуктометрический датчик, позволяет стабилизировать чувствительность

прибора и многократно уменьшить влияние неинформативных параметров, которые действуют как синфазная помеха на рабочий и референсный преобразователи датчика [5].

Однако, степень подавления синфазной помехи значительно уменьшается при недостаточной идентичности параметров эквивалентной RC-схемы кондуктометрических преобразователей дифференциальной пары и возрастании значений тангенсов их фазовых углов. Эти параметры могут сильно измениться в процессе эксплуатации сенсоров [6-8]. Как результат, появляется значительная аддитивная погрешность от изменений фоновой электропроводности буферного раствора при измерениях [9-11].

Методы измерения, которые обеспечивают автоматическую балансировку мостовой цепи прибора (её настройку к текущим параметрам датчика) с одновременным проведением диагностики параметров преобразователей дифференциальной пары, описаны в [10, 11]. Эти методы позволяют определить в начале каждого измерения активное сопротивление R_a

рабочего (активного) преобразователя дифференциальной пары, тангенса его фазового угла $\operatorname{tg}\varphi_a$, а также соотношения этих параметров для рабочего и референсного (пассивного) преобразователей: R_p/R_a и $\operatorname{tg}(\varphi_p - \varphi_a)$. Образцы однопараметровых биосенсорных систем с одним дифференциальным кондуктометрическим датчиком, которые основаны на указанных выше технических решениях, хорошо отработаны технологически и метрологически. Они просты по конструкции, имеют сравнительно невысокую стоимость и могут серийно изготавливаться по заказам потенциальных потребителей. В то же время, автоматизация настройки и диагностика датчиков в многопараметровых (мультибиосенсорных) кондуктометрических системах к настоящему моменту не получили удовлетворительного решения.

Целью данной работы является разработка структурно-алгоритмических решений, которые могут стать основой мультибиосенсорных кондуктометрических систем, соизмеримых по основным технико-экономическим, метрологическим и эксплуатационным характеристикам с уже существующими одноканальными системами.

Варианты построения мультисенсорного измерительного канала. Рассмотрим принцип действия измерительного канала мультисенсорной дифференциальной кондуктометрической системы, представленного на рис. 1.

Он представляет собой комбинацию измерительных цепей, построенных по компенсационно-мостовой схеме со сравнением токов. Каждая из них содержит ветвь объекта измерения – рабочего (активного) преобразователя дифференциального датчика, и ветвь его референсного (пассивного) преобразователя. На рисунке эти преобразователи представлены упрощенными (двухэлементными, последовательными) эквивалентными RC-цепочками C_a, R_a и C_p, R_p соответственно. Токи цепочек суммируются на выходе измерительной цепи, образуя выходной сигнал неравновесия I_b , который преобразуется в напряжение U_b преобразователем ток – напряжение ПТН.

Мультисенсорная система может содержать «n» датчиков $S_{1...n}$ и «n» ПТН, которые по очереди подключаются ключами $K_{21...2n}$ к тракту обработки выходного сигнала моста.

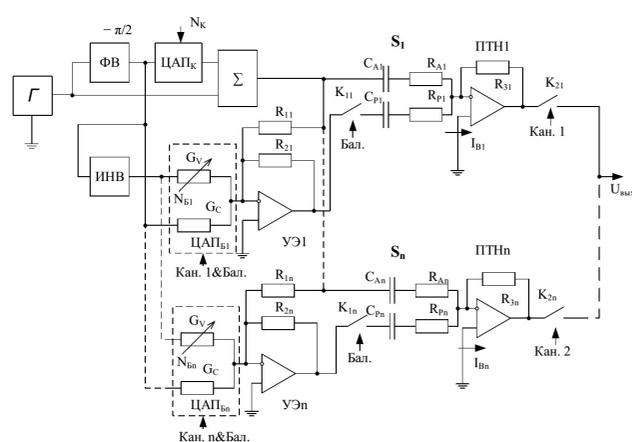


Рис. 1. Мультисенсорная компенсационно – мостовая схема с параллельной аналоговой обработкой информативных сигналов.

Измерительные цепи питаются от генератора Γ синусоидального тестового сигнала U_Γ . На рабочий преобразователь подается напряжение U_Γ с добавленной к нему с помощью сумматора Σ квадратурной составляющей, полученной с помощью фазовращателя ФВ, которая может регулироваться по амплитуде цифроаналоговым преобразователем компенсации ЦАПк с помощью сигналов управления N_k . С использованием фазовращателя, ЦАПк и сумматора может производиться компенсация падения напряжения на емкости рабочего преобразователя C_a , что обеспечивает напряжение на активном сопротивлении преобразователя R_a равно U_Γ при любых значениях тангенса фазового угла преобразователя. Операция компенсации производится на первом этапе предварительной настройки измерительного канала при разомкнутых ключах $K_{11...1n}$. Признаком достижения компенсации является равенство нулю квадратурной составляющей U_b , что фиксируется фазочувствительным вольтметром с опорным напряжением, которое формируется генератором Γ . В процессе компенсации падения напряжения на C_a определяется тангенс фазового угла $\operatorname{tg}\varphi_a$ рабочего преобразователя по соотношению амплитуд напряжений на входе сумматора (оно соответствует значению N_k), а также значение R_a по значению тока I_b при его синфазности с U_Γ .

В начале второго этапа настройки канала включается сигнал балансировки «Бал.», которым замыкаются ключи $K_{11...1n}$, и ток рабо-

чей ветви каждой компенсационно - мостовой цепи частично уравнивается на ее выходе противофазным ему током референсной ветви (за счет инверсии выходного напряжения сумматора уравнивающим элементом УЭ). В это время цифроаналоговые преобразователи балансировки (ЦАП_{Б1...n}), входящие в состав УЭ, находятся в состоянии нулевого значения выходного сигнала. Такое состояние определяется выходными напряжениями ФВ и инвертора ИНВ, которые подаются на постоянную G_C и регулируемую G_V проводимости ЦАП, а также исходным, условно-нулевым значением кода управления $N_{Б1...n}$, который устанавливается и сохраняется в ЦАП при совпадении сигналов Бал. и выборки каналов $K_{11...1n}$. Далее происходит точная балансировка квадратурной к U_r составляющей I_B компенсационно - мостовой цепи, подключенной в данный момент к выходу канала одним из ключей $K_{21...2n}$, путем выполнения необходимых изменений кода N_B . Полученное в результате балансировки приращение кода N_B соответствует тангенсу разницы фазовых углов референсного и рабочего преобразователей, а значение остаточного выходного сигнала неравновесия моста (синфазного с U_r) соответствует разнице активных сопротивлений рабочего и референсного преобразователей.

Для многопараметровых измерений с помощью мультибиосенсорной системы, второй этап настройки измерительного канала производится n раз при поочередном подключении измерительных цепей датчиков $S_{1...n}$ ключами $K_{21...2n}$. Таким образом, предварительная настройка системы завершается полной балансировкой многосенсорной схемы по квадратурным к U_r составляющим выходных сигналов каждой из составляющих ее компенсационно-мостовых цепей. Синфазные составляющие этих сигналов, обусловленные различием $\text{tg}\varphi_a$ и $\text{tg}\varphi_p$ датчиков, остаются несбалансированными, однако их значения легко исключаются при определении информативных изменений активной электропроводности в рабочем преобразователе дифференциального датчика. При внесении аналита в буферный раствор, активное сопротивление R_a преобразователя, соответствующей этому аналиту биоселективной мембраны, изменя-

ется. При этом синфазная с U_r составляющая изменяется пропорционально концентрации этого аналита. Поскольку в результате предварительной настройки на активных сопротивлениях рабочих преобразователей всех датчиков действует одинаковое напряжение U_r , то функции преобразования малых информативных изменений R_a в амплитуду приращения сигнала U_B оказываются идентичными во всех каналах мультисенсорной системы.

Достоинством данной схемы мультисенсорной системы является то, что после предварительной настройки, аналоговая обработка изменений сигналов рабочих преобразователей во всех компенсационно - мостовых цепях происходит параллельно. Измерение и цифровая обработка выходных сигналов « n » компенсационно-мостовых цепей может производиться последовательно – параллельно: снятие выборок данных одного преобразования последовательно с выходов всех ПТН, накопление нужного числа таких серий выборок и параллельное усреднение данных по каждому из датчиков. При этом обеспечивается минимальное рассогласование результатов во времени (один цикл аналого-цифрового преобразования в тракте обработки сигнала U_B). В некоторых случаях, когда исследуются взаимосвязанные процессы, такое качество является необходимым.

Недостатком рассмотренного измерительного канала мультисенсорной системы является ее сложность, высокая стоимость и большое энергопотребление за счет n -кратного увеличения числа высокоточных и широкополосных по частоте уравнивающих элементов и преобразователей ток-напряжения.

На рис.2 изображена схема мультисенсорного измерительного канала с одним ПТН, общим для всех компенсационно-мостовых цепей.

В этом устройстве получение на выходе измерительного канала сигнала от датчика S_i осуществляется подключением его рабочего и референсного преобразователей к выходам сумматора и уравнивающего элемента УЭ _{i} соответственно с помощью ключей K_{2i} и K_{1i} . Ключи $K_{21...2n}$ управляются сигналами управления $K_{ан1...n}$, а ключи $K_{11...1n}$ совпадением сигналов $K_{ан1...n}$ и Бал. В процессе мультисенсорных измерений в каждый момент времени на вход ПТН поступает ток I_B только

от одного датчика. В остальном способ выполнения измерений не отличается от описанного выше. Преимущество данной схемы заключается в ее упрощении и уменьшенном энергопотреблении. Недостаток состоит в том, что переключения напряжений на входах датчиков при их подключении и отключении вызывают в них переходные процессы, что требует введения задержек в процесс обработки сигналов, а это может привести к заметному ухудшению динамических характеристик мультисенсорного канала.

На рис.3 представлена схема мультисенсорного канала, в котором достигнуто еще более значительное упрощение аппаратуры и удвоенное по сравнению с предыдущей схемой сокращения энергопотребления.

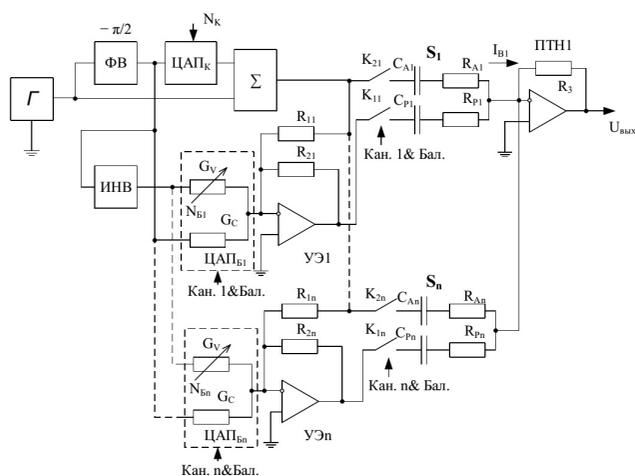


Рис. 2. Мультисенсорный компенсационно – мостовой измерительный канал с одним преобразователем ток – напряжение.

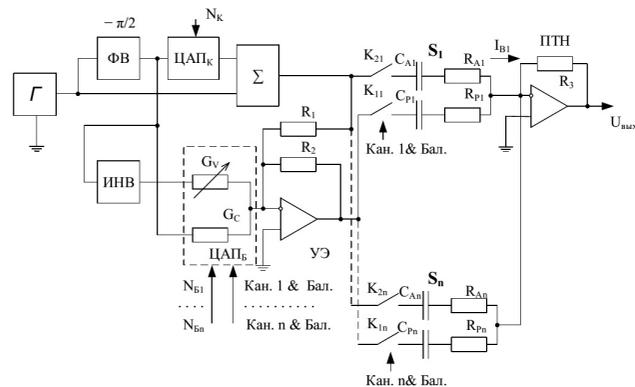


Рис. 3. Мультисенсорный компенсационно – мостовой измерительный канал с одним уравнивающим элементом.

В этом устройстве подключение датчиков к сумматору и уравнивающему элементу происходит так же, как и в схеме на рис.2, однако референсные преобразователи всех сенсоров подключаются лишь к одному уравнивающему элементу, который функционирует иначе, чем в описанных выше схемах.

В схемах на рис. 1,2, после предварительной настройки канала, полученные коды компенсации напряжения на емкости сенсора N_K и балансировки моста $N_{B1...n}$ хранятся в регистрах ЦАП $_{B1...n}$. Все ЦАП и УЭ, таким образом, находятся в статическом режиме при переключении датчиков. Уравнивающий элемент в схеме на рис.3 работает в этом случае в динамическом режиме. При подключении 1-го датчика в регистр ЦАП $_B$ записывается код балансировки мостовой цепи, полученный для данного датчика на втором этапе предварительной настройки.

С учетом высоких требований к чувствительности и помехоустойчивости биосенсорных систем, следует отметить, что перезапись кодов в ЦАП $_B$ может вызвать помехи, что так же как и коммутация входов датчиков негативно отображается на динамических характеристиках мультисенсорного канала. Тем не менее, для недорогих биосенсорных систем, не требующих высокого быстродействия и согласованности во времени получаемых от разных датчиков данных, последнее из описанных устройств может быть оптимальным.

Укажем на еще один аспект построения мультисенсорной системы, требующий дополнительного пояснения. На первом этапе предварительной настройки измерительного канала получают коды компенсации напряжения на емкостях рабочих преобразователей датчиков, соответствующие значениям тангенсов их фазовых углов, которые, как известно, могут отличаться друг от друга. Поскольку имеется только один формирователь напряжения для рабочих преобразователей всех датчиков (ЦАП $_K$ и сумматор), то на втором этапе предварительной настройки целесообразно установить в качестве N_K некоторое среднее значение из всех полученных. При этом максимальная погрешность компенсации напряжения на емкости для всей группы датчиков будет минимальна. Если в мультисенсорной системе

используются качественные преобразователи с малыми значениями тангенсов фазовых углов (не более 0,3) и их неидентичностью не более 10%, имеющаяся погрешность компенсации приведет лишь к пренебрежимо малым вариациям чувствительности измерительного канала по разным датчикам. Поскольку при этом точность балансировки компенсационно-мостовых цепей остается неизменной, наличие небольшой недокомпенсации напряжений на емкостях датчиков не ухудшит подавления синфазных помех. Отметим, что в схеме на рис.3 возможны динамические изменения кода N_k для установки его значения, необходимого для точной компенсации напряжения на приэлектродной емкости подключенного в данный момент датчика. Однако, с учетом сказанного, это не имеет смысла, поскольку приведет только к появлению дополнительных помех.

На основе структуры и алгоритма работы мультисенсорного измерительного канала, представленного на рис.3, может быть предложен новый принцип его построения – с «n» рабочими и одним референсным кондуктометрическими преобразователями. Схема такого канала изображена на рис.4.

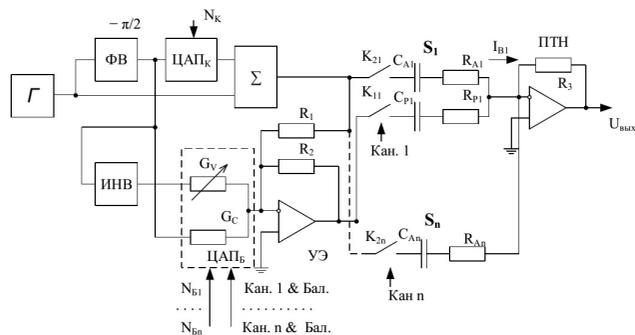


Рис. 4. Мультисенсорный дифференциальный кондуктометрический канал с одним референсным преобразователем.

Отличие от предыдущего устройства заключается в том, что на втором этапе предварительной настройки и далее, при измерении концентрации аналита, референсный преобразователь постоянно подключен к выходу УЭ через ключ К1 сигналом Бал. Установка уравновешенных состояний компенсационно-

но-мостовой цепи при переключении рабочих преобразователей производится записью в ЦАП_Б кодов $N_{Б1...n}$, соответствующих балансу квадратурных к U_G составляющих тока I_B для текущего сочетания референсного и одного из рабочих преобразователей. Это позволяет практически вдвое уменьшить количество кондуктометрических преобразователей и заменить n конструктивно разделенных датчиков одним, имеющим (n+1) чувствительный элемент. Такое решение может улучшить функциональные возможности и эксплуатационные качества мультибиосенсорной системы, снизит совокупную стоимость датчиков, позволит уменьшить размеры сенсорного блока или увеличить число рабочих преобразователей и, следовательно, количество селективно анализируемых веществ.

Выводы

1. Структурно-алгоритмические принципы построения мультибиосенсорных систем кондуктометрического типа могут базироваться на методах стабилизации чувствительности и диагностики параметров дифференциальных кондуктометрических датчиков, разработанных ранее для односенсорных систем на основе уравновешиваемых компенсационно-мостовых измерительных цепей.

2. Предложенные принципы построения многопараметрового измерительного канала основываются на мультиплексировании (аппаратном, виртуальном или комбинированным способом) обеих ветвей компенсационно-мостовой измерительной цепи, включающей рабочий (активный) и референсный (пассивный) преобразователи дифференциального кондуктометрического датчика или только одной из них. Выбор того или иного способа реализации мультисенсорной системы зависит от требований к ее динамическим характеристикам и стоимости.

3. Принцип построения измерительного канала с виртуальным мультиплексированием референсной ветви компенсационно-

мостовой цепи позволяет применить дифференциальные мультисенсоры с одним референсным и несколькими рабочими преобразователями, что обеспечивает улучшение технико-экономических характеристик мультибиосенсорных датчиков.

Работа выполнена благодаря финансовой поддержке НАН Украины в рамках комплексной научно – технической программы НАН Украины «Сенсорные приборы для медико – экологических и промышленно – технологических потребностей: метрологическое обеспечение и опытная эксплуатация».

Список использованной литературы

- [1]. S. V. Dzyadevich, O.P. Soldatkin *Naukovi ta tehnologichni zasady stvorenniya miniatyurnih elektrohimiichnih biosensoriv.* – K.: Naukova dumka, 2006. – 256 s.
- [2]. G. R. Langereis, An integrated sensor system for monitoring washing processes //ISBN 90 - 365 - 1272 – 7, 1999.
- [3]. Terner E., Karube I., Uilson Dzh. *Biosensoryi: osnovyi i prilozheniya / I.G. Abidor (per. s angl.).* – M.: Mir, 1992. – 613 s.
- [4]. S. V. Dzyadevych, A. P. Soldatkin, A. A. Soldatkin, V.G. Melnik, V. N. Peshkova, A. D. Vasilenko, A.A.Mikhal, L. N. Semenycheva, M. P. Rubanchuk Four – channel biosensors analyzer of saccharides – *Sensor Electronics and Microsystem Technologies.* 3/2009, - p. 47-53.
- [5]. V. G. Melnik, A. A. Mihal, M. P. Rubanchuk *Izmeritelnyie tsepi dlya konduktometricheskikh preobrazovateley s differentsialnyimi dvuhelektrodneyimi datchikami // Tehnichna elektrodinamika.* - 2008. - № 2. - S. 58-64.
- [6]. S. V. Dzyadevich, V. G. Melnik, A. V. Ivaschuk, V. A. Ulyanova, Ya. I. Lepih, V. A. Romanov *Eksperimentalnyie issledovaniya konduktometricheskikh datchikov dlya konduktometricheskikh biosensornyih sistem - Sensorna elektronika i mikrosistemni tehnologiyi.* T. 2(8) 3/2011. S.81-90.
- [7]. V. G. Melnik, L. N. Semenycheva, A. D. Vasilenko *Issledovaniya harakteristik preobrazovaniya differentsialnyih konduktometricheskikh shem biosensornyih sistem - Sensorna elektronika i mikrosistemni tehnologiyi.* T.2(8) 4/2011. S.53 – 62.
- [8]. V. G. Melnyk, L. N. Semenycheva, V. A. Ulianova, N. V. Maksimchuk, L. V. Shkotova *Inspection methods of the thin-film electrochemical transducers metrological characteristics at manufacturing and use - ELNANO’ 2012, April 10-12, 2012, Kyiv, Ukraine – p. 21-22.*
- [9]. V.G.Melnik, S.V.Dzyadevich, S.V.Lenkov, A. I. Novik, V. D. Pogrebnyak, V. A. Protsenko, A. V. Slitskiy *Obespechenie metrologicheskoy nadezhnosti konduktometricheskikh sistem s differentsialnyimi datchikami – Visnik Derzhavnogo universitetu informatsiyno-komunikatsiynih tehnologiy.* Kiyiv, 2011 r., t. 9, №3, s. 269-276.
- [10]. V. G. Melnik, S. V. Dzyadevich, A. I. Novik, V. D. Pogrebnyak, A. V. Slitskiy, Ya. I. Lepih, S. V. Lenkov, V. O. Protsenko *Obespechenie metrologicheskoy nadezhnosti konduktometricheskikh sistem s differentsialnyimi datchikami - Sensorna elektronika i mikrosistemni tehnologiyi.* T. 2(8) 4/2011. S. 46-52.
- [11]. V. G. Melnik, A. D. Vasilenko, A. E. Dudchenko, V. D. Pogrebnyak *Issledovaniya podavleniya sinfaznoy pomehi v biosensornoy konduktometricheskoy sisteme s differentsialnyimi datchikami - Sensor Electronics and Microsystem Technologies 2014 – T. 11. № 3. – S. 49-61.*

Стаття надійшла до редакції 07.09.2015 р.

MULTIBIOSENSOR CONDUCTOMETRIC SYSTEM WITH AUTOMATIC ADJUSTINGS AND SELF-DIAGNOSIS

V. G. Melnyk¹, A. D. Vasylenko¹, A. V. Slitskiy¹, S. V. Dzyadevych²

¹ Institute of Electrodynamics National Academy of Sciences of Ukraine, pr. Peremohy, 56, 03680, Kiev, Ukraine, tel. : + (380) 44 3662511, *e-mail*: melnik@ied.org.ua

² Institute of Molecular Biology and Genetics, National Academy of Sciences of Ukraine, ul. Zabolotny, 150, 03680, Kiev, Ukraine, tel. : + (380) 44 200 03 28, *e-mail*: dzyad@yahoo.com

Summary

The aim of the paper is the development of the conductometric biosensor systems based on differential method of measurements of local conductivity of the buffer solution in the working (active) and reference (passive) biochemical membranes. We used structural and algorithmic methods to improve the accuracy and speed of measurements, to increase functions and performance of the measuring instruments. Variants of construction of the measuring unit of a multibiosensor system with a differential conductometric transducers based on the balanced AC bridge are discussed. The proposed structure and working algorithms of the bridge circuits with a few work and a reference conductometric transducers provide them the automatic balancing together with diagnosis of efficiency of the sensors. It provides improved suppression of the noninformative impact of environmental factors on the measurement results. The advantages and disadvantages presented technical solutions have been analyzed; recommendations for their application have been given depending on the dynamics of the biochemical reactions and other requirements for the measurement system. The way to simplify the structure of the differential conductometric multisensor is shown. It was justified the possibility of creation of portable conductometric multibiosensor device, which suitable for mass production and practical application, based on previously developed standardized measurement modules.

Keywords: multibiosensor, conductivity, differential measurement, multi-parameter measurement, self-diagnostics

УДК 577.15.08

МУЛЬТИБІОСЕНСОРНА КОНДУКТОМЕТРИЧНА СИСТЕМА З АВТОМАТИЧНИМ НАЛАШТУВАННЯМ ТА САМОДІАГНОСТИКОЮ

В. Г. Мельник¹, О. Д. Василенко¹, О. В. Сліцький¹, С. В. Дзядевич²

¹Інститут електродинаміки НАН України, просп. Перемоги, 56, 03680, м. Київ, Україна, тел.: +(380) 44 3662511, *e-mail*: melnik@ied.org.ua

²Інститут молекулярної біології та генетики НАН України, вул. Заболотного, 150, 03680, м. Київ, Україна, тел.: +(380) 44 200 03 28, *e-mail*: dzyad@yahoo.com

Реферат

Метою роботи є розробка кондуктометричних біосенсорних систем, заснованих на диференціальному методі вимірів локальних відмінностей електропровідності буферного розчину в двох біохімічних мембранах: робочій (активній) і референсній (пасивній). При дослідженнях застосовувалися структурні та алгоритмічні методи підвищення точності та швидкодії, розширення функціональних можливостей, поліпшення техніко-економічних та експлуатаційних характеристик засобів вимірювань. Розглядаються варіанти побудови вимірювального блоку мультибіосенсорної системи кондуктометричного типу з диференціальними сенсорами, які базуються на використанні зрівноваженого моста змінного струму. Запропоновані структури і алгоритми роботи мостових схем з кількома робочими та референсними кондуктометричними перетворювачами забезпечують їх автоматичне балансування з одночасною діагностикою придатності сенсорів. Забезпечено покращене пригнічення впливів неінформативних чинників середовища на результати вимірювань. Проаналізовано переваги і недоліки представлених технічних рішень, дано рекомендації щодо їх використання в залежності від динаміки досліджуваних біохімічних реакцій та інших вимог до вимірювальної системи. Показаний шлях спрощення конструкції диференціального кондуктометричного мультисенсора. Обґрунтовано можливість створення портативного мультибіосенсорного аналізатора кондуктометричного типу, придатного до серійного виробництва і практичного застосування, на основі раніше розроблених уніфікованих базових вимірювальних модулів.

Ключові слова: мультибіосенсор, диференціальна кондуктометрія, багатопараметрові вимірювання, самодіагностика