

УДК 544.6  
МРНТИ 31.15.33

<https://doi.org/10.55452/1998-6688-2024-21-2-273-280>

<sup>1</sup>Калкозова Ж.К.,

канд. физ.-мат. наук, ассоциированный профессор, ORCID ID: 0000-0002-4826-1678,  
e-mail: zhanar.kalkozova@kaznu.edu.kz

<sup>2</sup>Балгимбаева У.А.,

докторант, ORCID ID: 0000-0002-6051-5538, e-mail: u.balgimbaeva@kbtu.kz

<sup>3</sup>Серикканов А.С.,

канд. физ.-мат. наук, ORCID ID: 0000-0001-6817-9586, e-mail: a.serikkanov@gmail.com

<sup>1</sup>Абдуллин Х.А.,

докт. физ.-мат. наук, профессор, ORCID ID: 0000-0002-2729-2272,  
e-mail: kh.abdullin@physics.kz

<sup>1</sup>Национальная нанотехнологическая лаборатория открытого типа (ННЛОТ),  
Казахский национальный университет им. аль-Фараби, 050040, г. Алматы, Казахстан

<sup>2</sup>Казахстанско-Британский технический университет, 050000, г. Алматы, Казахстан

<sup>3</sup>Satbayev University, ТОО «Физико-технический институт», 050013, г. Алматы, Казахстан

## СИНТЕЗ ГИДРОКСИ-КАРБОНАТОВ ЦИНКА, КОБАЛЬТА И МЕДИ ДЛЯ СОЗДАНИЯ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОГО НЕФЕРМЕНТАТИВНОГО СЕНСОРА ГЛЮКОЗЫ

### Аннотация

Неферментативные сенсоры глюкозы являются перспективными для электрохимических тест-систем многократного использования, поскольку обладают высокой чувствительностью, быстрым откликом и простотой в эксплуатации. Для создания неферментативных сенсоров глюкозы используется широкий класс материалов, таких как наночастицы благородных металлов, композиты на основе углеродных наноматериалов, оксиды металлов. Поиск новых материалов для создания высокочувствительных сенсоров глюкозы является актуальной задачей. В настоящей работе исследован новый сенсорный материал, перспективный для создания биосенсоров глюкозы. Гидрокси-карбонаты цинка, кобальта и меди синтезированы гидротермальным методом при температуре 120 °С и охарактеризованы методами сканирующей электронной микроскопии, рентгеноструктурного анализа, рамановской спектроскопией и электрохимическими методами. Показано, что синтезированный материал демонстрирует высокую чувствительность к глюкозе (11.2 мА мМ<sup>-1</sup> см<sup>-2</sup>), широкий диапазон чувствительности, термическую стабильность и перспективен для создания неферментативных биосенсоров глюкозы. Предел обнаружения, оцененный по величине электрохимического отклика при варьировании концентрации глюкозы в пределах интервала до 0.5 мМ, составил 0.007 мМ. Полученный материал показал термическую стабильность вплоть до 200 °С при нагреве в окислительной атмосфере, что важно для обеспечения долговременной стабильности сенсорных характеристик.

**Ключевые слова:** биосенсор глюкозы, электрохимический датчик, неферментативный сенсор.

### Введение

С учетом важности лечения диабета и контроля преддиабетических состояний задача по разработке новых материалов для сенсоров уровня глюкозы является актуальной. В настоящее время разработано большое количество различных типов датчиков глюкозы. Однако ввиду важности данного направления интенсивность исследований по разработке сенсоров глюкозы остается высокой, о чем свидетельствует большое число недавних обзорных работ [1–7]. Ферментативные датчики глюкозы широко распространены и часто используются в медицинской

практике, однако они подвержены деградации белковых соединений, входящих в состав таких сенсоров, это негативно влияет на срок хранения и возможность их повторного использования.

Неферментативные (безэнзимные) сенсоры являются перспективной альтернативой энзимным сенсорам глюкозы, и, хотя они исследуются достаточно давно [8], их разработки до сих пор ведутся весьма интенсивно. Поскольку такие сенсоры не содержат органических материалов, они обладают значительно более высокой стабильностью, не подвержены деградации при хранении. Среди различных типов сенсоров электрохимические датчики являются весьма многообещающими устройствами, когда требуются портативные и неинвазивные приборы для мониторинга уровня сахара в крови и других физиологических аналитов.

Электрохимический безэнзимный метод имеет такие достоинства, как экономическая эффективность и простота методов, низкое энергопотребление, малое время анализа. Электрохимический безэнзимный метод детектирования глюкозы основан на электрохимическом окислении глюкозы, необходимым условием является щелочная среда с высоким pH, в то время как биологические жидкости имеют нейтральный pH около 7. Однако, как показано в [9], можно обеспечить локальное повышение pH в нейтральной среде и таким образом нивелировать недостаток электрохимического метода в рабочей среде с высоким pH.

Разработаны различные типы неферментативных сенсоров глюкозы на основе благородных металлов, в основном с использованием золота [10]. Также созданы сенсоры Glu на основе композитов с переходными металлами, оксидов металлов [11], например, оксида никеля [12], оксида меди [13] и сульфидов, например, сульфида серы [14], и широкого круга других соединений [1–7]. Однако до сих пор не было сообщений о применении гидрокси-карбонатов в качестве сенсоров, вызывающих окисление глюкозы.

В настоящей работе показано, что гидрокси-карбонаты цинка, кобальта и меди, синтезированные гидротермальным методом, демонстрируют высокую чувствительность к глюкозе, широкий диапазон чувствительности, поэтому перспективны для создания неферментативных биосенсоров глюкозы.

### Основные положения

В связи с широким распространением сахарного диабета в настоящее время существует запрос на создание сенсоров глюкозы, обладающих широким спектром свойств и характеристик. Поэтому разработка новых материалов для создания сенсоров глюкозы, в частности неферментативных сенсоров, является актуальной задачей. Основными требованиями к таким материалам являются высокая чувствительность к целевым реагентам, широкий диапазон детектируемых концентраций, стабильность при хранении в нормальных условиях и экономическая эффективность процесса синтеза.

Целью данной работы был поиск новых материалов для детектирования глюкозы. Показано, что материал на основе гидрокси-карбонатов цинка, кобальта и меди, который синтезирован гидротермальным методом, демонстрирует высокую устойчивость структуры в широком диапазоне условий синтеза, а также показывает высокую чувствительность для детектирования глюкозы, поэтому является новым перспективным материалом для создания биосенсоров.

### Материалы и методы

Для синтеза использованы азотнокислый цинк 6-водный  $\text{Zn}(\text{NO}_3)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$  (Sigma Aldrich), кобальт  $\text{Co}(\text{NO}_3)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$  азотнокислый 6 – водный (Sigma Aldrich),  $\text{Cu}(\text{NO}_3)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$  азотнокислый 6 – водный (Sigma Aldrich), мочевины  $\text{CH}_4\text{N}_2\text{O}$  (Sigma Aldrich), никелевая пена, ацетон. Деионизованная вода (18.2 МОм×см) получалась из системы очистки воды ARIUM 611 DI, Sartorius Group.

Порошкообразные образцы были получены с помощью гидротермального метода. Для приготовления водного рабочего раствора использовали нитраты цинка, кобальта, меди и мочевины в различных молярных концентрациях. В типичных синтезах 50 мл рабочего раствора заливали в тefлоновый стакан с крышкой, который помещали в автоклав из нержавеющей стали и герметизировали. Автоклав помещали в муфельную печь, нагретую до 120 °C. Длительность гидротермального синтеза составляла 6 часов. Полученные образцы несколько раз промывали деионизованной водой и сушили. Было синтезировано три образца с разным молярным соотношением прекурсоров кобальта, цинка и меди. Для образца №1 молярное отношение прекурсоров  $\text{Co}:\text{Zn}:\text{Cu}$  составляло 4 : 1.8 : 0.2. Для образцов №2 и №3 молярное отношение прекурсоров составляло соответственно 4 : 0.2 : 1.8 и 4 : 1 : 1. Молярная концентрация мочевины всегда была в два раза больше молярной концентрации кобальта.

Рентгеноструктурный анализ (XRD) проводили на дифрактометре MiniFlex Rigaku с использованием  $\text{Cu K}\alpha$  излучения. Рамановские спектры исследованы на спектрометре Ntegra Spectra (NT-MDT) при возбуждении на длине волны 473 нм. Морфологию и микроструктуру изучали с помощью сканирующего электронного микроскопа (SEM) Quanta 3D 200i FEI. Электрохимические измерения проводили с использованием потенциостата Elins P-40X в трехэлектродной электрохимической ячейке с платиновым противозлектродом и  $\text{Ag}/\text{AgCl}$  электродом сравнения. В качестве рабочего электрода использовался электрод из стеклоглуглерида диаметром 2 мм, на который наносили порошкообразный образец. В качестве электролита использовался раствор 0.1 М КОН.

### Результаты и обсуждение

Необходимо отметить, что, несмотря на различия в составах ростовых растворов при синтезе образцов, результаты рентген-структурного анализа (XRD), электронной микроскопии (SEM) и спектроскопии комбинационного рассеяния всех трех образцов были весьма близкими. На рисунке 1 (стр. 276) приведены результаты рентген-структурного анализа синтезированных образцов.

Как видно из рисунка, XRD результаты всех образцов близки, положения основных рефлексов совпадают для всех трех образцов. Все наблюдающиеся рефлексы XRD можно описать наличием в образцах двух фаз гидрокси-карбонатов, а именно, во-первых,  $\text{Co}_2(\text{OH})_2 \cdot (\text{CO}_3)$ , соответствующая карта JCPDS #01-079-7085, а также  $\text{CuZn}(\text{CO}_3)(\text{OH})_2$ , этой фазе соответствует карта JCPDS#00-036-1475. Ширина XRD пиков во всех трех дифрактограммах одинаковая и значительная, как видно из рисунка. По шести одиночным рефлексам образца №3 с использованием формулы Шеррера был оценен средний размер кристаллитов, который оказался  $9.5 \pm 1.8$  нм.

Необходимо отметить, что XRD результаты и морфология образцов не изменялись после отжига при 200 °C в течение 5 часов на воздухе, что свидетельствует о стабильности структуры. Спектры комбинационного рассеяния также слабо менялись при таком отжиге. На рисунке 3 (стр. 277) приведены спектры комбинационного рассеяния образца №3 до и после отжига при 200 °C. Другие образцы демонстрировали похожие спектры, поэтому они здесь не приводятся. На спектрах присутствие интенсивной линии при  $1075 \text{ см}^{-1}$ , а также слабой, но узкой полосы при  $710 \text{ см}^{-1}$  свидетельствует о наличии групп  $\text{Me}-(\text{CO}_3)$  в карбонатах металлов [15], в которых замена металлов вызывает только слабый сдвиг линии [16]. Идентификация низкочастотных линий при 520, 225 и  $150 \text{ см}^{-1}$  не так очевидна, но их также можно отнести к структуре карбонатов металлов, которые в этой области демонстрируют ряд линий [15]. Так же как и в случае XRD и SEM исследований, рамановские спектры не демонстрируют заметных изменений после отжига, что доказывает относительную термическую устойчивость полученных гидрокси-карбонатов.

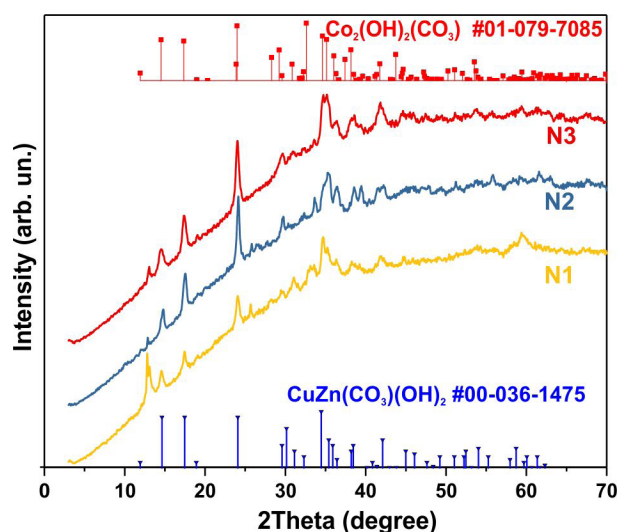


Рисунок 1 – Результаты рентген-структурного анализа синтезированных образцов

На рисунке 2 приведены снимки сканирующей электронной микроскопии (SEM) образцов №1–№3. Морфология образцов примерно одинаковая и состоит из тонких пластин толщиной около 40 нм.

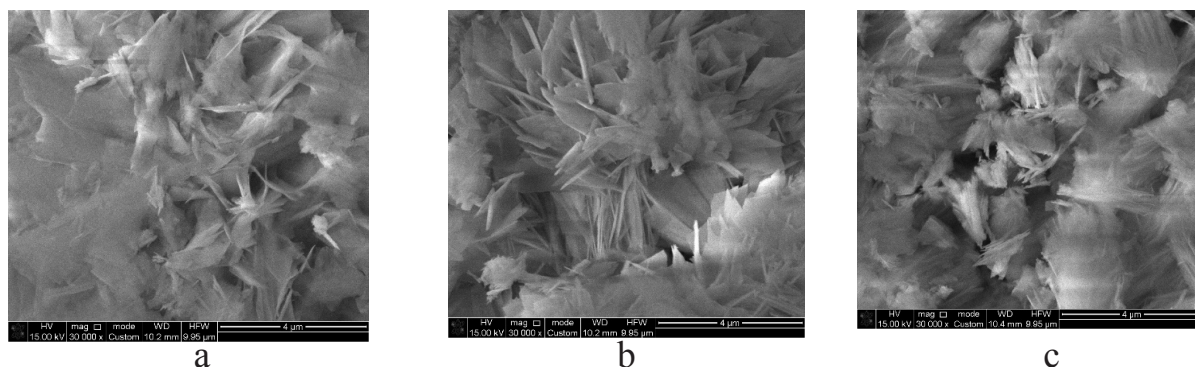


Рисунок 2 – SEM снимки образцов №1 (a), №2 (b) и №3 (c).  
Масштабный отрезок 4 мкм

Чувствительность к глюкозе была протестирована методом циклической вольтамперометрии CV. На рисунках 4 (a) и 5 (a) показаны CV кривые для образцов №2 и №3 соответственно. Видно, что при добавлении глюкозы наблюдаются значительные изменения CV кривых. Ток, измеренный при потенциале 0.6 В относительно Ag/AgCl, растет в интервале до ~0.5 мМ по зависимости, близкой к линейной, как показано на рисунках 4 (b) и 5 (b). На этих же рисунках показана зависимость чувствительности от концентрации. Как видно, чувствительность достигает ~13 мА мМ<sup>-1</sup> см<sup>-2</sup>, эта величина весьма высокая в сравнении с данными, имеющимися в литературе. Например, высокая чувствительность к глюкозе 7.432 мА мМ<sup>-1</sup> см<sup>-2</sup> достигнута на пленке из нановолокон ( $\text{NiCo}_2\text{S}_4/\text{EGF}$ ) в линейном диапазоне до 3.57 мМ [17]. В работе [18] сенсор из углеродных нановолокон с оксидом кобальта продемонстрировал предел обнаружения около 1 нМ. Однако типичный диапазон чувствительности составляет 0.1÷10 мА мМ<sup>-1</sup> см<sup>-2</sup>, при линейном диапазоне до нескольких мМ глюкозы [19, 20]. Таким образом, такие параметры полученных сенсоров, как чувствительность и диапазон концентраций, сравнимы либо превосходят параметры известных сенсоров глюкозы.



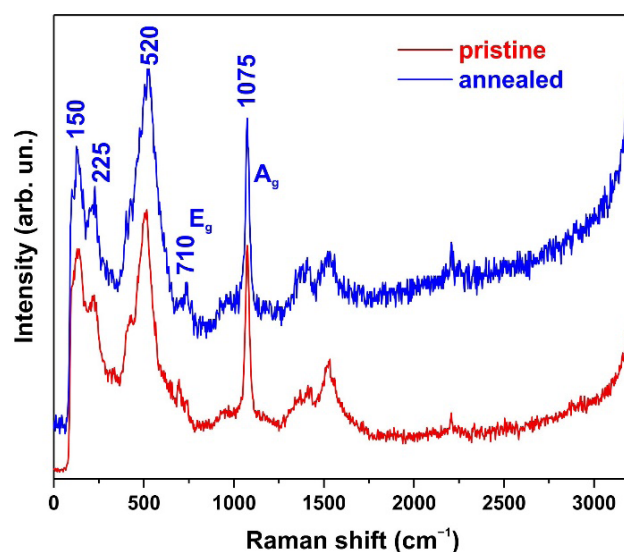


Рисунок 3 – Спектры комбинационного рассеяния образца №3 до и после отжига при 200 °C на воздухе

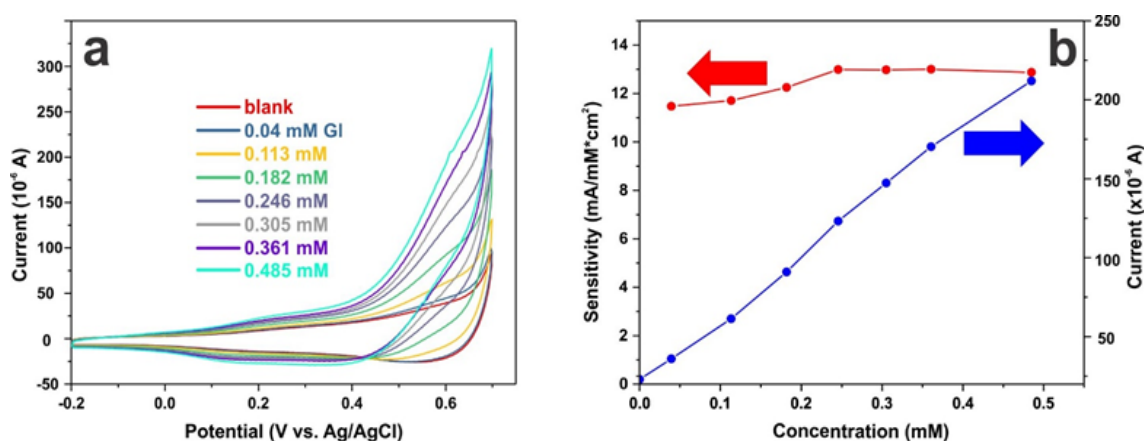


Рисунок 4 – CV характеристики для образца №2 в диапазоне концентраций глюкозы от 0 до 0.485 mM (a); зависимость тока при потенциале 0.6 В относительно Ag/AgCl и чувствительности от концентрации глюкозы (b).

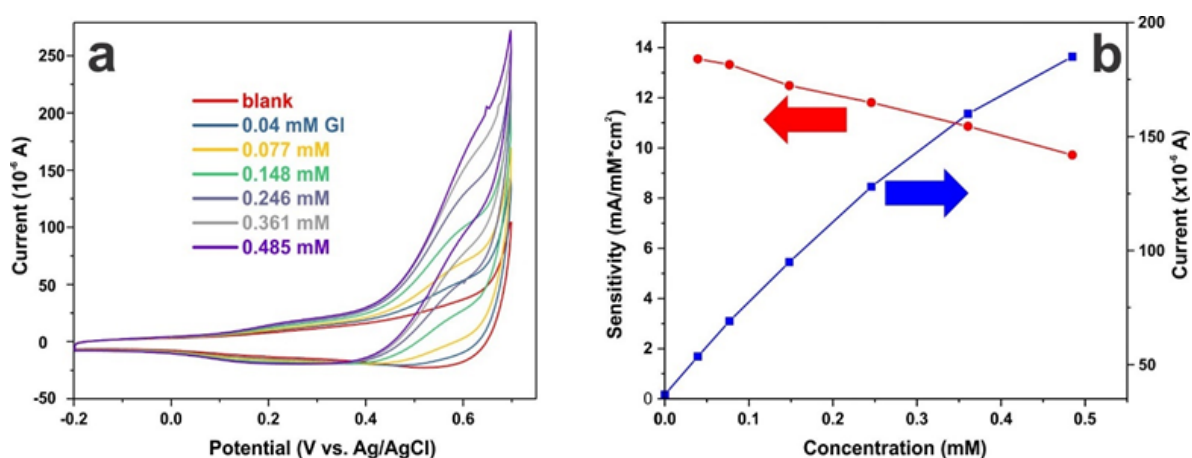


Рисунок 5 – CV характеристики для образца №3 в диапазоне концентраций глюкозы от 0 до 0.485 mM (a); Зависимость тока при потенциале 0.6 В относительно Ag/AgCl и чувствительности от концентрации глюкозы (b).

## Закключение

Таким образом, в настоящей работе сообщается о новом материале для изготовления сенсора глюкозы – гидроксид-карбонатов цинка, кобальта и меди. Устойчивый фазовый состав этого материала формируется при достаточно широком диапазоне условий синтеза, в этом же диапазоне сохраняется высокая чувствительность сенсора. Материал продемонстрировал чувствительность  $11.2 \text{ mA mM}^{-1} \text{ cm}^{-2}$ , линейную область до  $0.5 \text{ mM}$ , в этой области показал предел обнаружения глюкозы  $0.007 \text{ mM}$ . Простой синтез материала и его высокая чувствительность делают полученный материал перспективным для практического применения при создании неферментативных сенсоров обнаружения глюкозы.

**Информация о финансировании.** Данное исследование было профинансировано Министерством науки и высшего образования Республики Казахстан, гранты № AP19676535 и № BR18574141.

## ЛИТЕРАТУРА

- 1 Tamoghna Saha, Rafael Del Caño, Kuldeep Mahato, Ernesto De la Paz, Chuanrui Chen, Shichao Ding, Lu Yin and Joseph Wang (2023) Wearable Electrochemical Glucose Sensors in Diabetes Management: A Comprehensive Reviews 123, 12, 7854–7889. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.3c00078>.
- 2 Yan Wang, You Wu and Yifeng Lei. (2023) Microneedle-based glucose monitoring: a review from sampling methods to wearable biosensors. *Biomater. Sci.*, 11, 5727–5757. <https://doi.org/10.1039/D3BM00409K>.
- 3 Kermue Vasco Jarnda, Danqi Wang, Qurrat-Ul-Ain, Richmond Anaman, Varney Edwin Johnson, Garmai Prosperity Roberts, Pauline Sammumah Johnson, Bob Wisdom Jallowide Jr, Tianhan Kai, Ping Ding (2023) Recent advances in electrochemical non-enzymatic glucose sensor for the detection of glucose in tears and saliva: A Review. *Sensors and Actuators A: Physical* 363, 114778. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2023.114778>.
- 4 Daria Di Filippo, Frédérique N. Sunstrum, Jawairia Umar Khan, Alec W. Welsh. (2023) Non-Invasive Glucose Sensing Technologies and Products: A Comprehensive Review for Researchers and Clinicians. *Sensors*, 23(22), 9130. <https://doi.org/10.3390/s23229130>.
- 5 Muthukumar Govindaraj, Ananya Srivastava, Magesh Kumar Muthukumaran, Pei-Chien Tsai, Yuan-Chung Lin, Bharathi Kannan Raja, Jerome Rajendran, Vinoth Kumar Ponnusamy, J Arockia Selvi. (2023) Current advancements and prospects of enzymatic and non-enzymatic electrochemical glucose sensors. *International Journal of Biological Macromolecules* 253(Part 2), 126680. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.126680>.
- 6 Seyed Saman Nemati, Gholamreza Dehghan, Samaneh Rashtbari, Tran Nhat Tan, Alireza Khataee. (2023) Enzyme-based and enzyme-free metal-based glucose biosensors: Classification and recent advances. *Microchemical Journal* 19, 109038. <https://doi.org/10.1016/j.microc.2023.109038>.
- 7 Guati, Carlota, Gomez-Coma, Lucía, Fallanza, Marcos and Ortiz, Inmaculada. (2024) Progress on the influence of non-enzymatic electrodes characteristics on the response to glucose detection: a review (2016–2022). *Reviews in Chemical Engineering*, 40, 123-148. <https://doi.org/10.1515/revce-2022-0058>.
- 8 Kathryn E. Toghill, Richard G. Compton (2010) Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: A Perspective and an Evaluation, *International Journal of Electrochemical Science*, Volume 5, 9, 1246–1301. [https://doi.org/10.1016/S1452-3981\(23\)15359-4](https://doi.org/10.1016/S1452-3981(23)15359-4).
- 9 Strakosas, X., Selberg, J., Pansodtee, P. et al. (2019) A non-enzymatic glucose sensor enabled by bioelectronic pH control. *Sci Rep* 9, 10844. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-46302-9>.
- 10 Mauro Pasta, Fabio La Mantia, Yi Cui. (2010) Mechanism of glucose electrochemical oxidation on gold surface, *Electrochimica Acta*, 55, 20, 5561–5568. <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2010.04.069>.
- 11 Naikoo Gowhar A., Salim Hiba, Hassan Israr U., Awan Tasbiha, Arshad Fareeha, Pedram Mona Z., Ahmed Waqar, Qurashi Ahsanulhaq. (2021) Recent Advances in Non-Enzymatic Glucose Sensors Based on Metal and Metal Oxide Nanostructures for Diabetes Management. A Review *Frontiers in Chemistry*, 9. <https://doi.org/10.3389/fchem.2021.748957>.

12 Devesh K. Pathak, Hong Chul Moon. (2023) Enzyme-free, metal oxide-based amperometric-colorimetric dual-mode functional glucose sensor. *Materials & Design* 234, 112309. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112309>.

13 Emil R. Mamleyev, Peter G. Weidler, Alexei Nefedov, Dorothée Vinga Szabó, Monsur Islam, Dario Mager and Jan G. Korvink (2021) *ACS Applied Nano Materials* 4, 12, 13747–13760. <https://doi.org/10.1021/acsanm.1c03149>.

14 He W., Huang Y. & Wu J. (2020) Enzyme-Free Glucose Biosensors Based on MoS<sub>2</sub> Nanocomposites. *Nanoscale Res Lett* 15, 60. <https://doi.org/10.1186/s11671-020-3285-3>.

15 Alves J.F., Edwards H.G.M., Korsakov A., de Oliveira L.F.C. (2023) Revisiting the Raman Spectra of Carbonate Minerals. *Minerals*, 13, 1358. <https://doi.org/10.3390/min13111358>.

16 William Dufresne, Carson Ruffelt, Craig P Marshall. Raman spectroscopy of the eight natural carbonate minerals of calcite structure. *Journal of Raman Spectroscopy* 49, 3, 1999–2007, 2018. <https://doi.org/10.1002/jrs.5481>.

17 Qiaohui Guo, Tingting Wu, Lijuan Liu, Yi He, Dong Liu, Tianyan You. (2020) Hierarchically porous NiCo<sub>2</sub>S<sub>4</sub> nanowires anchored on flexible electrospun graphitic nanofiber for high-performance glucose biosensing. *Journal of Alloys and Compounds* 819, 153376. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2019.153376>.

18 Kim S.G., Jun J., Kim Y.K., Kim J., Lee J.S., Jang J. (2020) Facile Synthesis of Co<sub>3</sub>O<sub>4</sub> -Incorporated Multichannel Carbon Nanofibers for Electrochemical Applications. *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 12, 20613–20622. <https://doi.org/10.1021/acsami.0c06254>.

19 Mohammadpour-Haratbar A., Mohammadpour-Haratbar S., Zare Y., Rhee K.Y., Park S.-J. (2022) A Review on Non-Enzymatic Electrochemical Biosensors of Glucose Using Carbon Nanofiber Nanocomposites. *Biosensors*, 12, 1004. <https://doi.org/10.3390/bios12111004>.

20 Vuslat B. Juska, Martyn E. Pemble. (2020) A Critical Review of Electrochemical Glucose Sensing: Evolution of Biosensor Platforms Based on Advanced Nanosystems. *Sensors* 20, 6013. <https://doi.org/10.3390/s20216013>.

**<sup>1</sup>Калкозова Ж.К.,**

ф-м.ф.к., қауымдастырылған профессор, ORCID ID: 0000-0002-4826-1678,  
e-mail: zhanar.kalkozova@kaznu.edu.kz

**<sup>2</sup>Балгимбаева У.А.,**

докторант, ORCID ID: 0000-0002-6051-5538, e-mail: u.balgimbaeva@kbtu.kz

**<sup>3</sup>Серикканов А.С.,**

ф-м.ф.к., ORCID ID: 0000-0001-6817-9586, e-mail: a.serikkanov@gmail.com

**<sup>1</sup>Абдуллин Х.А.,**

ф-м.ф.д., профессор, ORCID ID: 0000-0002-2729-2272,  
e-mail: kh.abdullin@physics.kz

<sup>1</sup>Ашық түрдегі ұлттық нанотехнологиялық зертхана (АТҰНЗ), әл-Фараби атындағы Қазақ ұлттық университеті, Алматы қ., Қазақстан

<sup>2</sup>Қазақстан-Британ техникалық университеті, Төле би көшесі 59,  
Алматы қ., 050000, Қазақстан

<sup>3</sup>Сәтбаев университеті, «Физика-техникалық институты» ЖШС, Алматы қ., Қазақстан

## **ЭЛЕКТРОХИМИЯЛЫҚ ФЕРМЕНТАТИВТІ ЕМЕС ГЛЮКОЗА СЕНСОРЫН ЖАСАУ ҮШІН МЫРЫШ, КОБАЛЬТ ЖӘНЕ МЫС ГИДРОКСИ КАРБОНАТТАРЫНЫҢ СИНТЕЗІ**

### **Аңдатпа**

Глюкозаның ферментативті емес сенсорлары қайта пайдалануға болатын электрохимиялық сынақ жүйелері үшін перспективті, өйткені олар жоғары сезімталдыққа ие, жылдам әрекет етеді және пайдалануда қарапайым. Глюкозаның ферментативті емес сенсорларын жасау үшін асыл металлдардың нанобөлшектері, көміртегі наноматериалдарына негізделген композиттер және металл оксидтері сияқты материалдардың

кең класы қолданылады. Сезімталдығы жоғары глюкоза сенсорларын жасау үшін жаңа материалдарды іздеу өзекті мәселе. Бұл жұмыста глюкоза биосенсорларын жасау үшін перспективті жаңа сенсор материалы зерттелді. Мырыш, кобальт және мыс гидроксокарбонаттары гидротермалды әдіспен 120 °C температурада синтезделді және сканерлеуші электронды микроскопия, рентгендік құрылымдық талдау, Раман спектроскопиясы және электрохимиялық әдістермен сипатталды. Синтезделген материал глюкозаға жоғары сезімталдықты ( $11.2 \text{ mA mM}^{-1} \text{ cm}^{-2}$ ), сезімталдықтың кең диапазонын, термиялық тұрақтылықты көрсетті және глюкозаның ферментативті емес биосенсорларын жасау үшін перспективті. Глюкоза концентрациясының 0,5 mM-ге дейінгі аралықта өзгеруі кезінде электрохимиялық реакцияның шамасы бойынша бағаланған анықтау шегі 0,007 mM құрады. Алынған материал тотығу атмосферасында қыздыру кезінде 200 °C дейін термиялық тұрақтылықты көрсетті, бұл сенсорлық сипаттаманың ұзақ мерзімді тұрақтылығын қамтамасыз ету үшін маңызды.

**Тірек сөздер:** глюкоза биосенсоры, электрохимиялық датчик, ферментативті емес сенсор.

**<sup>1</sup>Kalkozova Zh.K.,**

Candidate of Phys.-Math. Sc., Associate Professor, ORCID ID: 0000-0002-4826-1678,  
e-mail: zhanar.kalkozova@kaznu.edu.kz

**<sup>2</sup>Balgimbayeva U.A.,**

PhD student, ORCID ID: 0000-0002-6051-5538, e-mail: u.balgimbaeva@kbtu.kz

**<sup>3</sup>Serikkanov A.S.,**

Candidate of Phys.-Math. Sc., ORCID ID: 0000-0001-6817-9586,  
e-mail: a.serikkanov@gmail.com

**<sup>1</sup>Abdullin Kh.A.,**

Dr. Phys.-Math. Sc., ORCID ID: 0000-0002-2729-2272, e-mail: kh.abdullin@physics.kz

<sup>1</sup>National nanotechnology laboratory of open type (NNLOT),  
Al-Farabi Kazakh National university, Almaty, Kazakhstan

<sup>2</sup>Kazakh-British Technical university, Tole bi street 59, Almaty, 050000, Kazakhstan

<sup>3</sup>Satbayev University, «Institute of Physics and Technology», Almaty, Kazakhstan

## SYNTHESIS OF ZINC, COBALT AND COPPER HYDROXY-CARBONATES FOR CREATION OF ELECTROCHEMICAL NON-ENZYMATIC GLUCOSE SENSOR

### Abstract

Non-enzymatic glucose sensors are promising for reusable electrochemical test systems because of their high sensitivity, fast response and ease of operation. A wide class of materials such as noble metal nanoparticles, composites based on carbon nanomaterials, and metal oxides are used to create non-enzymatic glucose sensors. The search for new materials for the creation of highly sensitive glucose sensors is an urgent task. In the present work a new sensor material promising for the creation of glucose biosensors is investigated. Zinc, cobalt and copper hydroxy-carbonates were synthesized by hydrothermal method at 120 °C and characterized by scanning electron microscopy, X-ray diffraction analysis, Raman spectroscopy and electrochemical methods. It is shown that the synthesized material exhibits high sensitivity to glucose ( $11.2 \text{ mA} \cdot \text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ ), wide sensitivity range, thermal stability and is promising for the development of non-enzymatic glucose biosensors. The limit of detection, evaluated by the magnitude of the electrochemical response when the glucose concentration was varied within the interval up to 0.5 mM, was 0.007 mM. The obtained material showed thermal stability up to 200 °C when heated in an oxidizing atmosphere, which is important for ensuring long-term stability of sensory characteristics.

**Key words:** glucose biosensor, electrochemical sensor, non-enzymatic sensor.