БИОЛОГИЧЕСКИЕ НАУКИ

ОБЗОРЫ

УДК 577.3:57.087

БИОСЕНСОРЫ ГЛЮКОЗЫ, ОСНОВАННЫЕ НА РЕАКЦИИ ЕЕ ОКИСЛЕНИЯ НАНОЧАСТИЦАМИ СU, ОКСИДОВ МЕДИ, ИХ СПЛАВОВ/КОМПОЗИТОВ: КРАТКИЙ ОБЗОР

¹Махмутов Б.Б., ²Ким Ю.А.

¹Евразийский национальный университет имени Л.Н. Гумилева, Нур-Султан, e-mail: bolat200@mail.ru; ²ФГБУН ФИЦ «Пущинский научный центр биологических исследований Российской академии наук», Институт биофизики клетки РАН, Пущино, e-mail: yuk01@rambler.ru

Измерение уровня глюкозы в крови проводится с использованием различных биосенсоров глюкозы для скрининга, диагностики и долгосрочного ведения пациентов с диабетом. Поскольку распространенность диабета растет, в течение последних нескольких десятилетий были разработаны новые биосенсорные технологии глюкозы. Ферментативные амперометрические биосенсоры глюкозы являются наиболее распространенными и коммерчески доступными устройствами в качестве глюкометров, которые широко изучались в течение последних нескольких десятилетий. Однако применение биологического материала, такого как ферменты, антитела и т.д., в ферментных датчиках ограничивается недостатками при их изготовлении и применении, сроком службы вследствие уменьшения и потери биологической активности фермента со временем. Обычно используемый фермент глюкозооксидаза имеет низкую стабильность, требует сложных процессов иммобилизации на поверхность сенсора, химическую и термическую нестабильность, что сужает область применения биосенсоров глюкозы на его основе. Биосенсоры глюкозы без ферментов обнаруживают глюкозу посредством ее окисления, катализируемого различными электрокатализаторами. Использование Си в форме наноструктур увеличивает каталитическую активность, причем комбинация с другими металлами обеспечивает новые и еще лучшие катализаторы для химических превращений. Однако большинство наноструктурированных датчиков не способны катализировать окисление глюкозы в физиологических условиях pH и они эффективно работают в щелочной среде В работе представлен краткий обзор, посвященный разработкам таких устройств на основе наночастиц Си и их сплавов за 2020 г.

Ключевые слова: биосенсоры глюкозы, композитные катализаторы, наночастицы меди, биологические образцы

BIOSENSORS OF GLUCOSE BASED ON THE REACTION OF ITS OXIDATION BY NANOPARTICLES OF CU, COPPER OXIDES AND THEIR ALLOYS/COMPOSITES: A BRIEF REVIEW

¹Makhmutov B.B., ²Kim Yu.A.

¹L.N. Gumilev National Eurasian University, Nur-Sultan, e-mail: bolat200@mail.ru; ²Institute of Cell Biophysics of the Russian Academy of Sciences, Puschino, e-mail: yuk01@rambler.ru

Blood glucose measurement is performed using a variety of glucose biosensors for the screening, diagnosis and long-term management of patients with diabetes. As the prevalence of diabetes increases, new biosensor glucose technologies have been developed over the past several decades. Enzymatic amperometric glucose biosensors are the most common and commercially available devices as glucometers and have been extensively studied over the past several decades. Enzymatic amperometric, in enzyme sensors is limited by disadvantages in their manufacture and use, service life due to a decrease and loss of the biological activity of the enzyme over time. The commonly used enzyme glucose oxidase has low stability, requires complex processes of immobilization on the sensor surface, chemical and thermal instability, which narrows the field of application of glucose biosensors based on it. Biosensors of glucose without enzymes detect glucose through its oxidation, catalyzed by various electrocatalysts. The use of Cu in the form of nanostructures increases the catalytic activity, and the combination with other metals provides new and even better catalysts for chemical transformations. However, most nanostructured sensors are unable to catalyze the oxidation of glucose under physiological pH conditions and they work effectively in an alkaline environment. The paper presents a brief review devoted to the development of such devices based on Cu nanoparticles and their alloys for the last 2020.

Keywords: glucose biosensors, composite catalysts, copper nanoparticles, biological samples

Основным диагностическим критерием диабета с уровнем HbA1c [1] является концентрация глюкозы в крови, самоконтроль которого признан ценным инструментом для лечения этого заболевания [2–4], осуществляемый рядом приборов, причем значительный вклад внесли и вносят ферментативные электрохимические биосенсоры [5–7]. Они обладают хорошей селективностью и чувствительностью [5], основаны на использовании ферментов глюкозо-дегидрогеназы (GDH) или глюкозооксидазы (GOx) и широко используются в повседневной жизни для обнаружения глюкозы, коммерчески успешны в качестве глюкометров. Однако применение биологического материала, такого как ферменты, антитела и т.д., в ферментных датчиках ограничивается недостатками при их изготовлении [8], сроком службы, вследствие уменьшения [9]

МЕЖДУНАРОДНЫЙ ЖУРНАЛ ПРИКЛАДНЫХ И ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ №4, 2021 и потери биологической активности фермента [10] со временем. Обычно используемый фермент глюкозооксидаза (GOD) имеет низкую стабильность, требует сложных процессов иммобилизации на поверхность сенсора [11], химическую и термическую нестабильность [12, 13], что сужает область применения биосенсоров глюкозы на ее основе.

Альтернативой ферментативным биосенсорам служат сенсоры без ферментов, непосредственно обнаруживающие глюкозу посредством ее окисления, для которых важно разработать подходящие эффективные катализаторы для обнаружения глюкозы в биологических образцах в физиологические условия, без какой-либо предварительной / последующей обработки [14, 15]. Основными преимуществами биосенсоров без ферментов являются их низкая стоимость, высокая стабильность, быстрый отклик и низкий предел обнаружения [16, 17]. Устройства непосредственно обнаруживают глюкозу [14, 17–19] и основаны на реакции ее окисления, катализируемой различными электрокатализаторами (рисунок), где атомы на поверхности материала действуют как электрокатализаторы, и в этом отношении большая роль отводится наноматериалам, таким как наночастицы Au, Ag, Ni, Cu, Со и т.д. [14], оксиды металлов (NiO, CuO, Со₂О₃ и др.) [17], сульфиды металлов [14, 17, 21] и др. В обзоре [17] обобщены достижения в разработках сенсоров глюкозы на основе оксидов металлов (ZnO, CuO / Cu₂O, NiO, Co₃O₄, MnO₂ и т.д.) и их нанокомпозитов. А в недавно опубликованных обзорах представлены и обсуждены последние разработки неферментативных электрохимических и оптических датчиков глюкозы, носимых и коммерчески доступных устройств, способных обнаруживать глюкозу в физиологических условиях pH [22], а также стратегии разработки биосенсоров на основе металлических наночастиц [23].

В этом кратком обзоре приведены некоторые работы за 2020 г. по разработкам неферментативных биосенсоров глюкозы на основе Си, оксидов меди и их сплавов. Среди используемых материалов на основе оксидов металлов СиО считается одним из лучших материалов, что связывают с его природным изобилием, низкой стоимостью производства, высокой стабильностью и соответствующим окислительно-восстановительным потенциалом. Уравнения (1) и (2) описывают доминантные реакции, происходящие в сенсорах на основе СиО, чтобы обеспечить электроокисление глюкозы [24].

$$CuO + OH \rightarrow CuOOH + e - CuO + + OH \rightarrow CuOOH + e -$$
(1)

 $CuOOH + e- + glucose \rightarrow CuO + OH- +$

+ glucoseacidCuOOH + e- +

+ glucose \rightarrow CuO + OH- + glucoseacid (2)

Полимерный Сплавы и Металлы и Металло-Углеродные биметацииматериал и металлические оксидные материалы ческие модифициросоединения композиты композиты ванные композиты Типы ферментативных и неферментативных электрохимически активных материалов

Глюкозооксидаза

Ферментативные сенсоры

Биосенсоры глюкозы

Сенсоры без ферментов

INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED AND FUNDAMENTAL RESEARCH №4, 2021

в сенсорах глюкозы. Заимствовано из [20] с изменениями

Примеры разработок и характеристики биосенсоров глюкозы без ферментов на основе наноматериалов Си, сплавов/композитов

Материал датчика, на поверхности которого происходит окисление глюкозы, является важнейшим элементом неферментативных биосенсоров. Чаще всего используют такие материалы, как медь (Си), никель (Ni), наночастицы меди (CuNPs), никеля (NiNPs), золота (AuNPs), платины (PtNPs) и серебра (AgNP), а также нанокомпозиты. Медь и ее оксиды широко используются в качестве неферментных датчиков глюкозы из-за дешевизны, хорошей чувствительности и токового отклика в щелочных средах, а также из-за практичных и простых способов приготовления наноматериалов на их основе [25, 26]. Кроме того, они обладают высокой электрокаталитической активностью, экономичностью, нетоксичностью и стабильностью [27, 28]. А объединение меди с графеном может значительно повысить чувствительность неферментных глюкозных сенсоров, что, вероятно, связано с синергетическим эффектом между двумя компонентами, приводящим к увеличению электрокаталитической активной области и увеличению переноса электронов для окисления глюкозы [29]. На их основе разработан оригинальный гибкий датчик [30] на основе наночастиц Си, закрепленных на лазерноиндуцированном графеновом композите (Cu NPs-LIG) с чувствительностью к глюкозе 495 мкА мМ-1 см-2 (таблица). Как считают авторы разработки, датчик является привлекательным для носимых и имплантируемых неферментативных устройств для диагностики глюкозы следующего поколения.

В таблице приведены характеристики датчиков глюкозы для биосенсоров без ферментов, разработанные в 2020 г. на основе наночастиц Сu, оксидов меди, сплавов/ композитов.

Использование наночастиц Си ограничено присущей ему склонностью к окислению в атмосферных условиях, что стимулировало исследования по разработке наночастиц на основе Си с более сложными структурами, таких как ядро-оболочка Cu NPs или системы на основе оксидов меди. Так, датчик глюкозы на основе структуры ядро-оболочка Cu-CuO на подложке полианилина (PANI) (Cu-CuO / PANI / 316L) [31], приготовленной на электроде из нержавеющей стали 316L, показал очень высокую чувствительность (25,71 мА мМ⁻¹ см²). Однако надо учесть, что электрод был использован для обнаружения глюкозы в щелочной среде (0,1 M NaOH). Тем не менее результаты показали, что структура ядро-оболочка Cu-CuO

на полианилиновой подложке потенциально может быть применена в качестве материала электрода для неферментативного датчика глюкозы. Высокая чувствительность датчика на основе нанокомпозита (Cu₂O / Cu /) на углеродной ткани (6952 µA×mM⁻¹×cm⁻²) и сверхнизкий предел обнаружения глюкозы, как считают авторы [32], обусловлены синергетическим эффектом высокопроводящей углеродной ткани с несколькими каналами и более активными центрами в сочетании с каталитической активностью Cu₂O/Cu.

Результаты электрохимических ²испытаний композитного катализатора Cu-Ni/ CuO-NiO [33], синтезированного методом плазменной обработки раствора, показали высокую производительность для электрохимического датчика глюкозы с временем реакции ~1 с и очень низким пределом обнаружения (54 нМ). Считают, что метод имеет хорошую перспективу применения в области бесферментного обнаружения глюкозы.

В работе [34] был предложен метод изготовления пористых наноструктурированных электродов Си для неферментативного определения глюкозы. Чтобы оптимизировать чувствительность электрода, были исследованы эффекты угла осаждения из паровой фазы и скорости вращения азимутальной подложки. Под контролем параметров осаждения GLAD были достигнуты высокая чувствительность 1862 мкАм2мМ, с низким пределом обнаружения 0,048 мкМ и двумя широкими линейными диапазонами обнаружения 10 мкМ-2 мМ и 2-8 мМ при потенциале 0,5 В. Учитывая высокую селективность, хорошую воспроизводимость и точное измерение уровней глюкозы в сыворотках человека, датчик, как предполагают авторы, имеет потенциал для крупномасштабного производства в качестве неферментативного глюкометра.

Коллективом авторов работы [35] представлена разработка биметаллической наноструктуры Со/Си, имеющей повышенную электрокаталитическую активность по сравнению с реакциями для монометаллических структур Со или Си, который был успешно применен для определения глюкозы в реальных образцах сыворотки крови человека. Биметаллические наночастицы с архитектурой ядро-оболочка могут обеспечить хорошую стабильность и превосходные электронные свойства по сравнению с другими типами наноструктур. Металлическая оболочка защищает основной металл от отравления и коррозии в среде брожения, в то время как деформационные и лигандные эффекты основного металла придают металлу оболочки свойства, благоприятные для электрокатализа.

Аналитические характеристики датчиков глюкозы на основе наночастиц Си, оксидов меди, сплавов/композитов (примеры разработок по публикациям в 2020 г.)	
--	--

Тип дагчика	Чувствительность, µА×тМ-¹×ст-2	Предел обнаружения (LOD), µМ	Линейный диапа- зон обнаружения	Литература
Датчик на основе наночастиц Сu, на лазерно-индуцированном графене, (Cu NPs-LIG)	495	0,39	$1 \mu M - 6.0 m M$	[30]
Датчик глюкозы на основе ядро-оболочка Cu-CuO на полианилине, на электроде из нержавеющей стали 316L (Cu-CuO / PANI / 316L)	25710	0,1 mM	0,1–5 mM	[31]
Датчик на основе нанокомпозита (Cu ₂ O / Cu /) на углеродной ткани	6952	MH 09	1–1555 μM	[32]
Датчик на основе композитного катализатора Cu-Ni/CuO-NiO, синтезированный мето-	2637, 282		0-0, 35 MM	[33]
дом плазменной обработки раствора	и 923,084	54 HM	и 0,35–9,85 мМ	
Дагчик на основе пористой наноструктурированной Си	1862	0,048	$10 \mu\text{M} - 2 \text{mM}$	[34]
			и 2—8mM	
Датчик на основе биметаллической наноструктуры Со/Си	1741	0,4	$5 \mu M - 1 m M$	[35]
	и 626		и 2—9 mM	
Сенсор на основе нанопленок Сu-Ni	1380	7,3	0,04–5,76 mM	[36]
Электрод с трафаретной печатью (SPCE) на основе нанокубиков оксида меди (Cu2O-NC). (Cu2O-NC-SPCE)	1040	3,1	0,007–4,5 mM	[37]
Сенсор на основе СиСо ₂ О ₄	400,0		2,5 μM – 7,9 mM	[38]
Дагчик на основе углеродных нанодот и нанокомпозитов на основе оксида меди	110 		0,5–2 mM	[39]
	и 63,3		2-5 mM	
Датчик на основе сферической наноструктуры Cu, модифицированные SiO ₂ , (Cu/CuO/SiO ₃)	8	1,45 mM	3-12 mM	[40]
Нанопластины палладия (PdNS) на нанокомпозитах Cu/Cu ₂ O с использованием под- ложек из оксида олова (FTO), легированных фтором. (PdNS-Cu / Cu ₂ O / FTO)	Электрокаталитиче- ский ток = 3,70 мА	0,1	0,5-2600 μM	[41]
Графитовый карандашный электрод, модифицированный наночастицами Си, (CuNP / GPE)	0,830	0,04	0,10-400 μM	[42]
Сu-Cu ₂ O NPS @ 3DG пористая структура, состоящая из трехмерного графена (3DG), на основе наночастиц (Сu или Cu-Cu ₂ O)	230,86	16 MKM	0,8–10 mM	[43]
Электрод из модифицированного графеном нанокомпозита Си ₃ О	371 и 400	5,5 и 2 мкМ	2mkM-12 mM	[44]

INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED AND FUNDAMENTAL RESEARCH №4, 2021

20

BIOLOGICAL SCIENCES

глюкозы, разработанный Α датчик на основе модифицированной нанокомпозитной пленки CuxO-NiO [36], показывал высокую избирательность против некоторых мешающих видов и стабильность. Приготовленный сенсор был успешно применен для мониторинга уровня глюкозы в сыворотке крови человека и в образцах мочи. Результаты тестирования электродов Си, O-NC-SPCE [37] показали удовлетворительную стабильность в отношении чувствительности к глюкозе и селективность по отношению к другим сахарам и этанолу, предполагая, что модификация SPCE с Cu₂O-NC может быть простым способом изготовления недорогих и надежных сенсоров для мониторинга глюкозы в процессах биоферментации.

 $CuxCo_3-xO_4$ (x = 0,5; 1; 1,5; 2) успешно синтезируется с помощью гидротермальных процессов и процессов прокаливания. Серия электрохимических тестов показывала, что все они проявляют электрокаталитическую активность по отношению к глюкозе и H_2O_2 . Среди них CuCo2O4 (x = 1) имеет уникальную полую структуру с двойной оболочкой и демонстрирует более высокие каталитические характеристики. Электрохимический сенсор на основе $CuCo_2O_4$ [38] характеризовался линейным диапазоном от 2,5 мкМ до 7,9 мМ с чувствительностью 400,0 мкА мМ см² для обнаружения глюкозы. Для Н₂О₂ линейный диапазон составлял от 10,0 мкМ до 8,9 мМ с чувствительностью 94,1 мкА мМ-1с-2. Датчик также демонстрировал короткое время отклика (< 3 c), хорошую селективность, воспроизводимость и стабильность в течение 18 дней.

Хорошие аналитические характеристики показали датчики глюкозы на основе углеродных нанодот и нанокомпозитов на основе оксида меди [39], сферические наноструктуры Cu / CuO / SiO₂ на основе металлической меди [40] на нанокомпозитах Си / Си₂О [41] с использованием подложек из оксида олова (FTO), легированных фтором. Содержание глюкозы в образце сыворотки с использованием электрода PdNS-Си/ Си₂O/FTO хорошо согласовывалось с результатами традиционного коммерческого метода. Благодаря синергетическому эффекту нанопластов PdNS и Cu/Cu₂O была получена высокая электрокаталитическая эффективность.

Из датчиков глюкозы, приведенных в таблице, наименьшая чувствительность у графитового электрода (GPE), модифицированного наночастицами Cu (CuNPs) [42], который был успешно протестирован на реальных образцах. Электрод (CuNPs / GPE) проявлял высокую электрокаталитическую активность и электрохимический отклик на окисление глюкозы, поскольку скорость переноса электронов глюкозой была значительно увеличена модификацией GPE наночастицами Cu (CuNPs).

Разработке трехмерной графеновой пены (3DG) с взаимосвязанной пористостью посвящена работа [43] (таблица), пористая структура, состоящая из трехмерного графена (3DG), декорированная наночастицами (Си или Си-Си₂О), была синтезирована для разработки бесферментного электрохимического сенсора глюкозы. Для электрода Cu-Cu2O NPS @ 3DG была получена чувствительность 230,86 мкАм⁻¹ см⁻² в линейном диапазоне 0,8-10 мМ (R2 = 0,9951) и предел обнаружения 16 мкМ. Результаты подтвердили, что электрод можно применять в качестве возможного и недорогого неферментативного электрохимического датчика глюкозы.

Модифицированный графеном нанокомпозит Си₂О был синтезирован [44] (таблица) при легком микроволновом облучении водного раствора и исследован в качестве бесферментного биосенсора глюкозы. Морфологию и кристаллическую структуру нанокомпозита Си₂О, модифицированного графеном, исследовали с помощью электронной микроскопии и рентгеноструктурного анализа. Изготовленный модифицированный графеном биосенсор проявлял широкий линейный отклик на обнаружение глюкозы в диапазонах концентраций от 2 мкМ до 12 мМ с пределом обнаружения 2 мкМ. Чувствительность к глюкозе Cu₂O и модифицированные графеном электроды Си О были рассчитаны как 371 мкАм⁻¹см⁻² и 400 мкАм⁻¹см⁻². Кроме того, модифицированный графеном нанокомпозит Си₂О обеспечивал соответствующий селективный ответ для определения глюкозы в присутствии высоких концентраций аскорбиновой кислоты и дофамина. Делается вывод, что модифицированный графеном нанокомпозит Cu₂O может быть применен в качестве перспективного электродного материала для определения концентрации глюкозы в клинике.

Сенсорные характеристики неферментативных датчиков глюкозы в значительной степени зависят от морфологии, микроструктуры и состава наноматериалов. Мультиметаллический сплав или мультиметаллические соединения значительно повышают интегрированные электрохимические характеристики. Все больше внимания уделяется проектированию и изготовлению бинарных металлических или биметаллических оксидных композитов, например таких как Ni-Cu [44], благодаря их разнообразию в получении биметаллических композиций и гибкости в формировании сложных трехмерных (3D) структур, приводящих к увеличению электрохимической активности для определения глюкозы. Неферментативные электрокаталитические электроды, использующие биметаллические системы, появились в виде сплавов [45] или металлических адатомов [46, 47]. В последние несколько лет наблюдается огромный рост интереса к применению биметаллических наночастиц, сочетающих Си, Ni или Со с благородными металлами в катализе [48].

Не менее чувствительным оказался электрод с трафаретной печатью (SPCE) на основе нанокубиков оксида меди (Cu₂O-NC). (Cu₂O-NC-SPCE) [49]. Результаты испытаний показали, что модификация SPCE с Cu₂O-NC может быть простым способом изготовления недорогих и надежных датчиков для мониторинга глюкозы в процессах биоферментации. Кроме того, углеродный электрод с трафаретной печатью (SPCE) удобно использовать для обнаружения глюкозы благодаря гибкой конструкции и возможности для модификации.

Композит CuCo₂O₄, на основе которого был создан электрохимический сенсор [50] для определения глюкозы с чувствительностью 400,0 мкА мМ⁻¹ см⁻², измерял еще H₂O₂, показывая в линейном диапазоне от 10,0 мкМ до 8,9 мМ чувствительность 94,1 мкА мМ⁻¹см⁻². Он имеет уникальную двухслойную полую структуру, демонстрируя высокие каталитические характеристики.

Один из способов создания усовершенствованных наноматериалов на основе Си для катализа состоит в закреплении наночастиц Си, СиО или Си,О на подложках, таких как оксиды железа, SiO₂, материалы на основе углерода или полимеры. Для улучшения чувствительности исследователи сосредоточились на использовании углеродных наноструктур, таких как углеродные нанотрубки, графен или оксид графена, в качестве вспомогательных материалов с целью модификации рабочих электродов. Углеродные нанодоты (С-точки) представляют собой недавно появившийся класс углеродных материалов, которые состоят из углеродных наночастиц диаметром менее 10 нм и нескольких гидрофильных поверхностных групп, демонстрирующих превосходную диспергируемость в воде, высокую площадь поверхности и химическую стабильность [51, 52]. По сравнению с другими материалами, точки CuO-C обеспечивают основные преимущества улучшения чувствительности благодаря синергетическому эффекту нанокомпозита, увеличению площади поверхности электрода и предотвращению агломерации наночастиц CuO из C-точек.

В исследованиях [53] синтезированы два типа электродов с нанопроволоками CuxO или CuxO/Ag₂O (x = 1, 2), выращенными на нанопористой подложке, путем нанесения на них металлических стекол Cu50-xZr50Agx (x = 0 и 7,5 ат. %) с последующим анодированием и прокаливанием. По сравнению с кластероподобной нанопроволокой из монометаллического оксида меди на нанопористой меди (CuxO @ NPC, x = 1, 2), выращенная нанопроволока из медного и серебряного биметаллического оксида на нанопористой меди Си-Ад (CuxO / Ag2O @ NP-CuAg), обладала лучшими характеристиками электроокисления для глюкозы. Разработанный электрод CuxO / Ag2O @ NP-CuAg обладал чувствительностью 1,31 мА мМ-1 см-2 и широким линейным диапазоном до 15 мМ, с исключительной помехоустойчивостью и стабильностью.

Использование Си в форме наноструктур явилось хорошим решением для увеличения каталитической активности, причем комбинация с другими металлами обеспечивала новые и лучшие катализаторы для химических превращений. Но, несмотря на достигнутые успехи в области синтеза наночастиц на основе Си, необходимо решать еще проблему ограниченной стабильности наночастиц Си и их тенденцию испытывать выщелачивание. Кроме того, медь склонна к коррозии в процессе непрерывной реакции, что приводит к низкой стабильности сенсоров на ее основе.

Заключение

Подводя итог, следует отметить, большинство наноструктурирован-ЧТО ных датчиков не способны катализировать окисление глюкозы в физиологических условиях рН и не могут быть использованы непосредственно в биологических жидкостях. Они эффективно работают в щелочной среде [54]. Кроме того, большинство из предложенных датчиков были проверены в буферах, которые только имитируют биологическую среду. Разработка таких датчиков для клинических применений с биологическими средами гораздо сложнее. Тем не менее успехи в синтезе новых материалов позволят в будущем значительно продвинуться в разработках биосенсоров глюкозы без ферментов. Наиболее важным выводом в области исследований неферментативных электрохимических датчиков глюкозы является то, что сильно электроактивная площадь поверхности играет важную роль в электроокислении глюкозы.

INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED AND FUNDAMENTAL RESEARCH №4, 2021

22

Список литературы

1. American Diabetes Association Diagnosis and classification of diabetes mellitus. Diabetes Care. 2010. V. 33. P. 62–69. DOI: 10.2337/dc10-S062.

2. Tunis S.L., Minshall M.E. Self-monitoring of blood glucose (SMBG) for type 2 diabetes patients treated with oral anti-diabetes drugs and with a recent history of monitoring: cost-effectiveness in the US. Curr. Med. Res. Opin. 2010. V. 26. P. 151–162. DOI: 10.1185/03007990903400071.

3. Boutati E.I., Raptis S.A. Self-monitoring of blood glucose as part of the integral care of type 2 diabetes. Diabetes Care. 2009. V. 32(Suppl. 2). P. 205–210. DOI: 10.2337/dc09-S312.

4. O'Kane M.J., Pickup J. Self-monitoring of blood glucose in diabetes: is it worth it? Ann. Clin. Biochem. 2009. V. 46. P. 273–282. DOI: 10.1258/acb.2009.009011.

5. Gopalan A.I., Muthuchamy N., Lee K.P. A novel bismuth oxychloride-graphene hybrid nanosheets based non-enzymatic photoelectrochemical glucose sensing platform for high performances. Biosens. Bioelectron. 2017. V. 89. P. 352–360. DOI: 10.1016/j.bios.2016.07.017.

6. Gopalan A.I., Muthuchamy N., Komathi S., Lee K.P. A novel multicomponent redox polymer nanobead based high performance non-enzymatic glucose sensor. Biosens. Bioelectron. 2016. V. 84. P. 53–63. DOI: 10.1016/j.bios.2015.10.079.

7. Muthuchamy N., Gopalan A., Lee K.-P. Highly selective non-enzymatic electrochemical sensor based on a titanium dioxide nanowire–poly (3-aminophenyl boronic acid)–gold nanoparticle ternary nanocomposite. RSC Adv. 2018. V. 8. P. 2138–2147. DOI: 10.1039/C7RA09097H.

8. Ren S., Li C., Jiao X., Jia S., Jiang Y., Bilal M., Cui J. Recent progress in multienzymes co-immobilization and multienzyme system applications. Chem. Eng. J. 2019. V. 373. P. 1254–1278. DOI: 10.1016/j.cej.2019.05.14.

9. Van Enter B.J. & von Hauff E. Challenges and perspectives in continuous glucose monitoring. Chem Commun (Camb). 2018. V. 54. P. 5032–5045. DOI: 10.1039/c8cc01678j.

10. Monzó J., Insua I., Fernandez-Trillo F., Rodriguez P. Achievements and challenges in the electrochemical sensing of pathogens. Analyst. 2015. V. 140. P. 7116–7128. DOI: 10.1039/C5AN01330E.

11. Toit H.Du, Lorenzo M.Di. Glucose oxidase directly immobilized onto highly porous gold electrodes for sensing and fuel cell applications. Electrochim. Acta. 2014. V. 138. P. 86–92. DOI: 10.1016/j.electacta.2014.06.074.

12. Wang J. Glucose biosensors: 40 years of advances and challenges. Electroanalysis. 2010. V. 13. P. 983–988. DOI: 10.1002/1616-8984(200201)10:13.0.CO;2-Q.

13. Bo X.J., Ndamanisha J.C., Bai J. & Guo L.P. Nonenzymatic amperometric sensor of hydrogen peroxide and glucose based on Pt nanoparticles/ordered mesoporous carbon nanocomposite. Talanta. 2010. V. 82. P. 85–91. DOI: 10.1016/j. talanta.2010.03.063.

14. Niu X., Li X., Pan J., He Y., Qiu F., Yan Y. Recent advances in non-enzymatic electrochemical glucose sensors based on non-precious transition metal materials: opportunities and challenges // RSC Adv. 2016. V. 6(88). P. 84893–84905. DOI: 10.1039/C6RA12506A.

15. Zhang W., Du Y., Wang M.L. On-chip highly sensitive saliva glucose sensing using multilayer films composed of single-walled carbon nanotubes, gold nanoparticles, and glucose oxidase // Sens. Bio-Sensing Res. 2015. V. 4. P. 96–102. DOI: 10.1016/j.sbsr.2015.04.006.

16. Li H., Zhang L., Mao Y., Wen C., Zhao P. A simple electrochemical route to access amorphous Co-Ni hydroxide for non-enzymatic glucose sensing. Nanoscale Res Lett. 2019. V. 4(1). P. 1–12. DOI: 10.1186/s11671-019-2966-2.

17. Zhu H., Li L., Zhou W., Shao Z., Chen X. Advances in non-enzymatic glucose sensors based on metal oxides. J. Mater. Chem. B. 2016. V. 4 (46). P. 7333–7349. DOI: 10.1039/ C6TB02037B. 18. Kumar G.G., Amala G., Gowtham S.M. Recent advancements, key challenges and solutions in non-enzymatic electrochemical glucose sensors based on graphene platforms // RSC Adv. 2017. V. 7. P. 36949–36976. DOI: 10.1039/C7RA02845H.

19. Hwang D.W., Lee S., Seo M., Chung T.D. Recent advances in electrochemical non-enzymatic glucose sensors-a review. // Anal. Chim. Acta. 2018. V. 1033. P. 1–34. DOI: 10.1016/j.aca.2018.05.051.

20. Heba Abunahla, Baker Mohammad, Anas Alazzam, Maguy Abi Jaoude, et. al., MOMSense: Metal-Oxide-Metal Elementary Glucose Sensor // Scientific Reports. 2019. V. 9(1). P. 1-10. DOI: 10.1038/s41598-019-41892-w.

21. Kim W. Bin, Lee S.H., Cho M., Lee Y. Facile and costeffective CuS dendrite electrode for non-enzymatic glucose sensor // Sensors Actuators, B Chem. 2017. V. 249. P. 161–167. DOI10.1016/j.snb.2017.04.089.

22. Adeel M., Rahman Md M., Caligiuri I., Canzonieri V., Rizzolio F., Daniele S. Recent advances of electrochemical and optical enzyme-free glucose sensors operating at physiological conditions // Biosensors and Bioelectronics. 2020. V. 165. P. 112331. DOI: 10.1016/j.bios.2020.112331.

23. Kaushal S., Nanda S. S., Samal S., and Yi D. K. Strategies for the Development of Metallic-Nanoparticle Based Label-Free Biosensors and Their Biomedical Applications // ChemBio-Chem. 2020. V. 21. P. 576–600. DOI: 10.1002/cbic.201900566.

24. Wang G., He X., Wang L., Gu A., Huang Y., Fang B., Geng B., Zhang X. Non-enzymatic electrochemical sensing of glucose // Microchimica Acta. 2013. V. 180 (3–4). P. 161–186. DOI:10.1007/s00604-012-0923-1.

25. GaoY., Yang F., Yu Q., Fan R., Yang M., Rao S., Lan Q., Yang Z. Three-dimensional porous Cu@Cu₂O aerogels for direct voltammetric sensing of glucose // Microchim Acta. 2019. V. 186. P. 192–200. DOI: 10.1007/s00604-019-3263-6.

26. Tian Y., Liu Y., Wang W.-P., Zhang X., Peng W. CuO nanoparticles on sulfur-doped graphene for nonenzymatic glucose sensing. Electrochimica Acta. 2015. V. 156. P. 244–251. DOI: 10.1007/s11051-016-3712-7.

27. Gawande M.B., Goswami A., Felpin F.X., Asefa T., Huang X., Silva R., Zou X., Zboril R., Varma R.S. Cu and Cu-Based Nanoparticles: Synthesis and Applications in Catalysis. Chem. Rev. 2016. V. 116(6). P. 3722–3811. DOI: 10.1002/chin.201619194.

28. Soganci Tugba, Ayranci Rukiye, Harputlu Ersan, Ocakoglu Kasım, Mehmet Acet, Farle Michael, Ünlü Cumhur Gökhan, Ak Metin. An effective non-enzymatic biosensor platform based on copper nanoparticles decorated by sputtering on CVD graphene. Sensors and Actuators B: Chemical. 2018. V. 273. P. 1501–1507. [Electronic resource]. URL: http://hdl. handle.net/11499/3947 (date of access: 22.03.2021).

29. Jiang D., Liu Q., Wang K., Qian J., Dong X., Yang Z., Du X., Qiu B. Enhanced non-enzymatic glucose sensing based on copper nanoparticles decorated nitrogen-doped graphene. Biosens. Bioelectron. 2014. V. 54. P. 273–278. DOI: 10.1016/j. bios.2013.11.005.

30. Zhang Y., Li N., Xiang Y., Wang D., Zhang P., Wang Y., Lu S., Xu R., Zhao J. A flexible non-enzymatic glucose sensor based on copper nanoparticles anchored on laser-induced graphene // Carbon. 2020. V. 156. P. 506–513. DOI: 10.1016/j. carbon.2019.10.006.

31. Le Hai V., Le Quang T. Electrochemical Preparation of Polyaniline-Supported Cu-CuOCore-Shell on 316L Stainless Steel Electrodes for Nonenzymatic Glucose Sensor. Advances in Polymer Technology. 2020. V. 2020. P. 1–7. DOI: 10.1155/2020/6056919.

32. Zhang Haoze, Yu Yawei, Shen Xiaodong, Hu Xiulan. A Cu₂O/Cu/carbon cloth as a binder-free electrode for non-enzymatic glucose sensors with high performance. New J. Chem. 2020. V. 44. P. 1993–2000. DOI: 10.1039/c9nj05256a.

33. Bingqian Yang, Qiao Jingyuan, Yu Yawei, Yuan Lefan and Hu Xiulan. The simple-preparation of Cu-Ni/CuO-NiO

МЕЖДУНАРОДНЫЙ ЖУРНАЛ ПРИКЛАДНЫХ И ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ №4, 2021 using solution plasma for application in a glucose enzymefree sensor. New J. Chem. 2020. V. 44. P. 10806–10812. DOI: 10.1039/d0nj01464h.

34. Siampour H., Abbasian S., Moshaii A. Copper columnar nanostructures fabricated by glancing angle deposition as a robust and scalable method for high sensitive non-enzymatic glucose detection. Applied Surface Science. 2020. V. 518. P. 146–182. DOI: 10.1016/j.apsusc.2020.146182.

35. Pak M., Moshaii A., Siampour H., Abbasian S., Nikkhah M. Cobalt-copper bimetallic nanostructures prepared by glancing angle deposition for non-enzymatic voltammetric determination of glucose. Microchimica Acta. 2020. V. 187 (5). DOI: 10.1007/s00604-020-04246-2.

36. Hasanzadeh M., Hasanzadeh Z., Alizadeh S., Sayadi M., Nezhad M.N., Sabzi R.E., Sajjad Ahmadi. Copper-nickel oxide nanofilm modified electrode for non-enzymatic determination of glucose. J. Electrochem. Sci. Eng. 2020. V. 10(3). P. 245– 255. DOI: 10.5599/jese.699.

37. Espro C., Marini S., Giusi D., Ampelli C., Neri G. Nonenzymatic screen printed sensor based on Cu₂O nanocubes for glucose determination in bio-fermentation processes // Journal of Electroanalytical Chemistry. 2020. V. 873. P.114–354. DOI: 10.1016/j.jelechem.2020.114354.

38. Cheng D., Wang T., Zhang G., Wu H., Mei H. A novel nonenzymatic electrochemical sensor based on double-shelled CuCo2O4 hollow microspheres for glucose and H2O2. Journal of Alloys and Compounds. 2020. V. 819. P. 153014. DOI: 10.1016/j.jallcom.2019.153014.

39. Sridara T., Upan J., Saianand G., Tuantranont A., Karuwan C., Jakmunee J. Non-Enzymatic Amperometric Glucose Sensor Based on Carbon Nanodots and Copper Oxide Nanocomposites Electrode. Sensors. 2020. V. 20 (3). P. 808– 820. DOI: 10.3390/s20030808.

40. Taşaltın N., Taşaltın C., Karakuş S., Kilislioğlu A. Cu core shell nanosphere based electrochemical non-enzymatic sensing of glucose. Inorganic Chemistry Communications. 2020. V. 118. P. 107991. DOI: 10.1016/j.inoche.2020.107991.

41. Li Tang, Huan K., Deng D., Han L., Zhigang Zeng, Luo L. Glucose sensor based on Pd nanosheets deposited on Cu/Cu₂O nanocomposites by galvanic replacement. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2020. V. 188. P. 110797. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2020.110797.

42. Ayaz S., Karakaya S., Didem E.G., Dilgin G., Dilgin Y. A novel enzyme-free FI-amperometric glucose biosensor at Cu nanoparticles modified graphite pencil electrode. Microchemical Journal. 2020. V. 154. 104586. DOI: 10.1016/j. microc.2019.104586.

43. Khosroshahi Z., Karimzadeh F., Kharaziha M., Allafchian A. A non-enzymatic sensor based on three-dimensional graphene foam decorated with Cu-xCu,O nanoparticles for electrochemical detection of glucose and its application in human serum. Materials Science and Engineering: C 2020. V. 108. 110216. DOI: 10.1016/j.msec.2019.110216.

44. Shabnam L., Faisal S.N., Roy A.K., Minett A.I., Gomes V.G. Nonenzymatic multispecies sensor based on Cu-Ni nanoparticle dispersion on doped grapheme. Electrochimica Acta. 2017. V. 224. P. 295–305.

45. Jafarian M., Forouzandeh J.F., Danaee I., Gobal F. and Mahjani MG. Electrocatalytic oxidation of glucose on Ni and NiCu alloy modified glassy carbon electrode. J. Solid State Electrochem. 2009. V. 13. P. 1171–1179. DOI: 10.1007/s10008-008-0632-1.

46. Aoun S.B., Koga T., Nonaka Y., Sotomura T., Taniguchiet I. Electrocatalytic oxidation of sugars on silver-UPD single crystal gold electrodes in alkaline solutions. Electrochem. Commun. 2003. V. 5. P. 317–320.

47. Aoun S.B., Dursun Z., Koga T., Bang G.S., Sotomura T., Taniguchi I. Effect of metal ad-layers on Au(111) electrodes on electrocatalytic oxidation of glucose in an alkaline solution. J. Electroanal. Chem. 2004. V. 567. P. 175–183.

48. Lamey D., Beswick O., Dysonet P.J., Sulman E., Kiwi L. Highly selective immobilized bimetallic Ni-Au nanoparticle catalyst for the partial hydrogenation of m-dinitrobenzene. Appl. Catal. A: Gen. 2017. V. 542. P. 182–190. DOI:10.1016/j. apcata.2017.05.015.

49. Espro C., Marini S., Giusi D., Ampelli C., Neri G. Non-enzymatic screen printed sensor based on Cu₂O nanocubes for glucose determination in bio-fermentation processes. Journal of Electroanalytical Chemistry. 2020. V. 873. P. 114354. DOI: 10.1016/j.jelechem.2020.114354.

50. Cheng D., Wang T., Zhang G., Wu H., Mei H. A novel nonenzymatic electrochemical sensor based on double-shelled CuCo2O4 hollow microspheres for glucose and H2O2. Journal of Alloys and Compounds. 2020. V. 819. P. 153014. DOI: 10.1016/j.jallcom.2019.153014.

51. Yulong Y., Xinsheng P. Recent advances in carbonbased dots for electroanalysis. Analyst. 2016. V. 141. P. 2619– 2628. DOI: 10.1039/C5AN02321A.

52. Tuerhong M., Yang X.U., Xue-Bo Y. Review on carbon dots and their applications. Chin. J. Anal. Chem. 2017. V. 45. P. 139–150. DOI: 10.1016/S1872-2040(16)60990-8.

53. Zhang Qian, Li Man, Wang Zhifeng, Qin Chunling, Zhao Weimin, Li Yongyan. Flexible Free-Standing Cu_xO/Ag_2O (x = 1, 2) Nanowires Integrated with Nanoporous Cu-Ag Network Composite for Glucose Sensing. Nanomaterials. 2020. V. 10 (2). P. 357–365. DOI: 10.3390/nano10020357.

54. George J.M., Antony A., Mathew B. Metal oxide nanoparticles in electrochemical sensing and biosensing: a review. Microchim. Acta. 2018. V. 185(7). P. 358. DOI: 10.1007/s00604-018-2894-3.