

УДК 543.31

ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКИЙ ПОТЕНЦИАЛ ПОЛИФЕНОСАФРАНИНА ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ АНАЛИЗАТОРОВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Харькова А.С., к.х.н. ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет»
Арляпов В.А., д.т.н., проф. ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет»

Введение. Электроактивные полимеры находят все большее применение при разработке электрохимических биосенсоров [1,2], так как позволяют проводить регистрацию изменения окислительной активности биологического материала вследствие введения аналита. Два основных типа полимеров используются в аналитических системах: проводящие и редокс-активные. Проводящие полимеры состоят из проводящей основы, а редокс-активные полимеры имеют непроводящую основу, со встроенными редокс-активными фрагментами. Последний тип полимеров переносит электроны за счет обмена электронов с помощью редокс-центров. Целью данной работы является сравнение электрохимических параметров процесса передачи электронов на электрод редокс-активного полимера, модифицированного феносафранином бычьего сывороточного альбумина (БСА) и электрополимеризованного полисафранина для дальнейшего формирования рецепторных систем медицинского назначения.

Основная часть. Проведены две модификации графитовых печатных электродов: первая - редокс-активным полимером на основе БСА поперечно-сшитым с медиатором феносафранином с помощью глутарового альдегида; вторая электрополимеризованным феносафранином. Полученные полимеры были идентифицированы методом ИК-спектроскопии: на ИК-спектре редокс-активного полимера на основе модифицированного феносафранином БСА отсутствует полоса поглощения 1335 см^{-1} , соответствующая деформационным колебаниям первичной аминогруппы феносафранина. Это объясняется тем, что взаимодействие альдегида с аминогруппой сопровождается образованием имина. На ИК-спектре редокс-активного полимера также наблюдается увеличение полосы поглощения при частоте 3376 см^{-1} , что указывает на валентные колебания -C=N образующегося основания Шиффа. В ИК-спектре полифеносафранина обнаруживается полоса поглощения при частоте 3430 см^{-1} , которая обусловлена колебаниями связей вторичных NH-групп. Полос поглощения, связанных с колебанием первичных NH-групп в полимере нет, следовательно, можно предположить, что образование полимерной структуры происходит именно по связи N-N.

Электрохимические свойства полученных полимеров исследовали методом циклической вольтамперометрии. Эффективность переноса электронов оценивали по величине константы скорости гетерогенного переноса электронов на электрод, которая рассчитывается с учетом лимитирующей стадии [3]. Для обеих систем лимитирующей стадией являлась поверхностная реакция, что позволило использовать модель Лавирона для расчета гетерогенных констант скорости: для редокс-активного полимера модифицированного феносафранином БСА - $0,32 \pm 0,02\text{ см/с}$, а для электрополимеризованного полифеносафранина - $0,435 \pm 0,007\text{ см/с}$. Таким образом, полифеносафранин обладает более высокими электрохимическими свойствами, чем редокс-активный аналог, а также превосходит по электрохимическим параметрам тример 3,4-этилендиокситиофена; 3,4-пропилендиокситиофена и нафтохинона ($1,1 \times 10^{-2}\text{ см/с}$) [4] и сопоставим с 3,7-бис(4-аминофениламино)фенотиазин-5 хлоридом [5] ($0,45\text{ см/с}$). Таким образом, проводящий полимер на основе полифеносафранина является более перспективным для использования в составе биосенсорных устройств на основе ферментов глюкозооксидазы и лактатоксидазы.

Выводы. Проведено сопоставление электрохимических параметров переноса электронов на электрод двух полимеров – модифицированного феносафранином БСА - $0,32 \pm 0,02\text{ см/с}$ и электрополимеризованного полифеносафранина - $0,435 \pm 0,007\text{ см/с}$. Высокая константа скорости передачи электронов на электрод позволяет выбрать

электрополимеризованный полифеносафранин для дальнейшей модификации ферментами глюкозооксидазы и лактатоксидазы для формирования биосенсоров медицинского назначения.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-73-01220, <https://rscf.ru/project/23-73-01220/>».

Список использованных источников:

1. Kim J., Campbell A.S., Esteban-Fernandez de Avila B., Wang J. Wearable biosensors for healthcare monitoring // Nature Biotechnology. 2019. V. 37, I. 4. PP. 389– 406.
2. Dixon T.A., Williams T.C., Pretorius I.S. Sensing the future of bio-informational engineering // Nature communications. 2021. V. 12, I 1. No. 388.
3. Casado N., G. Hernandez, H. Sardon et al Current trends in redox polymers for energy and medicine // Progress in Polymer Science. 2016. V. 52. P. 107-135.
4. 14. Oka K., Lofgren R., Emanuelsson R., Nishide H., Oyaizu K., Stromme M., Sjodin. Conducting redox polymer as organic anode material for polymer-manganese secondary batteries //ChemElectroChem. 2020. V. 7. I. 15. PP. 3336-3340.
5. Kuzin Y. I., Khadieva A.I., Padnya P.L., Khannanov A., Kutyreva M., Stoikov I.I., Evtugyn G.A. Electrochemistry of new derivatives of phenothiazine: Electrode kinetics and electropolymerization conditions //Electrochimica Acta. 2021. V. 375. No. 137985.