

При выборе датчика давления с емкостным преобразователем следует учитывать несколько факторов, такие как требуемый диапазон измерений, точность, стабильность, линейность, устойчивость к воздействию окружающей среды (температура, влажность, вибрации) и электромагнитные помехи.

Важно обратиться к документации и руководству по эксплуатации, предоставляемым производителем, для получения подробной информации о

конкретном датчике давления с емкостным преобразователем, включая его технические характеристики, подключение и эксплуатацию.

Литература

1. Распопов, В.Я. Микромеханические приборы / В.Я. Распопов. – М. : Машиностроение, 2007. – С. 47–82.
2. Вавилов, В.Д. Микросистемные датчики физических величин / В.Д. Вавилов, С.П. Тимошенко, А.С. Тимошенко. – М. : Техносфера, 2018. – 550 с.

УДК 663.15+ 577.151

МАКЕТ БИОСЕНСОРА НА ОСНОВЕ ГЛЮКОЗООКСИДАЗЫ Корякин С.В.¹, Михалёнок Е.В.¹, Шарко С.А.²

¹Институт прикладных физических проблем имени А.Н. Севченко БГУ
²ГО «Научно-практический центр НАН Беларуси по материаловедению»
Минск, Республика Беларусь

Аннотация. В данной работе разработана конструкция макета ферментного биосенсора и определены технологические требования к элементам конструкции. Установлены оптимальные режимы для селективного определения концентрации глюкозы в биологических жидкостях. Разработанный макет биосенсора может найти применение в медицинской диагностике.

Ключевые слова: полимерные пленки, иммобилизация биокатализаторов, полимеризация, ферментный биосенсор.

PROTOTYPE OF BIOSENSOR BASED ON GLUCOSE OXIDASE Koriakin S.¹, Mihalionok E.¹, Sharko S.²

¹A.N. Sevchenko Institute of Applied Physical Problems of Belarusian State University
²Scientific-Practical Materials Research Centre NAS of Belarus
Minsk, Republic of Belarus

Abstract. In this work, the design of the enzyme biosensor layout has been developed and the technological requirements for the design elements have been determined. Optimal modes for selective determination of glucose concentration in biological fluids have been established. The developed biosensor layout can find application in medical diagnostics.

Key words: polymer films, immobilization of biocatalysts, polymerization, enzyme biosensor.

Адрес для переписки: Корякин С.В., ул. Курчатова, 7, г. Минск, 220045, Республика Беларусь
e-mail: nil28@mail.ru

Наиболее распространенным и применимым средством индикации в диагностике в медицине, фармацевтической и пищевой промышленности является использование ферментных систем [1]. Для определения глюкозы в биологических жидкостях наиболее распространенными являются биосенсоры, принцип которых основан на ферментативном амперометрическом методе анализа [2]. Данный метод основан на возникновении электрического тока в результате окислительно-восстановительной реакции перекиси водорода, который является продуктом ферментной реакции окисления глюкозы. Широкое использование данного метода объясняется возможностью определения химических веществ в растворе, в частности, глюкозы в крови, с высокой скоростью, селективностью и количественной точностью при относительно низкой температуре реакции (не выше 37 °С).

Однократное применение биологических катализаторов ограничивается их дороговизной и

рядом функциональных недостатков. Поэтому актуальным является создание многоцветных биосенсоров, которые позволяют проводить до 1000 измерений на протяжении нескольких месяцев без значительного изменения функциональных параметров. Большинство современных биосенсоров имеют конструкцию: верхний слой – мембрана, в которой происходит пробоотбор; функциональный слой – содержит биокатализаторы, и в котором происходят химические или биологические реакции с образованием свободных электронов; нижний слой – трансдюсер, в котором происходит преобразование результата химической реакции в измеряемый электрический сигнал.

В данной работе была разработана конструкция макета многоцветной биоэлектрохимической тест-системы с ферментным электродом для определения глюкозы; определены технологические требования к элементам конструкции. Конструкция макета представляет собой трансдюсер

с нанесенными на диэлектрическую подложку (ситалл и анодированный алюминий) электроды, изготовленные послойно методами трафаретной печати, и функциональные ферментные слои, наносимые вручную через трафарет.

Исследования показали независимость электрохимических свойств биосенсора от материала подложек (ситалл и анодированный алюминий).

За основу электродной системы взята химическая трехэлектродная ячейка, которая позволяет с достаточно высокой точностью проводить качественный и количественный анализ компонент в биологических жидкостях с точностью до 10^{-6} моль/л [1]. В качестве рабочего использовался платиновый электрод Pt; в качестве сравнения – хлорсеребряный электрод Ag/AgCl; противэлектродом (вспомогательный), замыкающим цепь, являлся серебряный электрод Ag, площадь поверхности которого была в 10 раз больше площади рабочего электрода (рисунок 1).

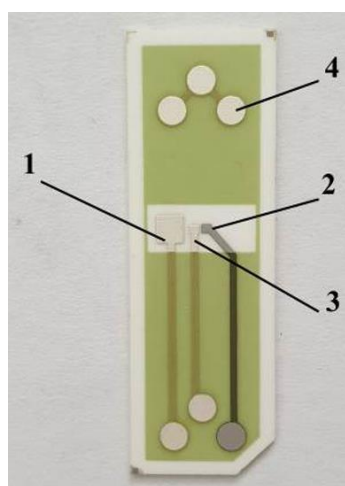


Рисунок 1 – Внешний вид траньюссера:
1 – вспомогательный Ag электрод; 2 – Pt рабочий (индикаторный) электрод; 3 – Ag/AgCl электрод сравнения; 4 – группа контактов для идентификации типа диагностической тест-системы

Идеальным методом для формирования слоев электродов являются вакуумные методы нанесения. Нами использовался более технологически простой метод трафаретной печати. Определены оптимальные составы паст и условия синтеза. Для формирования серебряных электродов (противоэлектрода и электрода-сравнения) использовалась проводниковая паста на основе серебра ППС-2; для создания индикаторного электрода - паста на основе платины ППЛ-2. Пасты должны содержать в своем составе и в составе органических связующих минимальное количество неорганических примесей. Важно, чтобы после нанесения пасты на основе платины на ситалловую подложку и просушки подложку нагревают до температуры вжигания от 900 до 1400 °С длительностью от 30 до 120 минут, при которой происходит удаление

органической связки, закрепление электродов на поверхности и формирование газопроницаемой структуры электродов. Толщина слоев электродов определялась удельным сопротивлением материалов электродов и составляла 0,1–0,3 мм. Далее хлорсеребряный электрод был полечен потенциостатическим трехэлектродным методом в водном растворе 0,1 М HCl при положительном потенциале $U = 0,25$ В на электроде сравнения в течение 10 минут при $T = 18$ °С.

Для регистрации электрического сигнала с высокой селективностью и точностью были подобраны структура функционального слоя и фонового электролита. Функциональный слой: слой берлинской лазури, смешанной с целлюлозой толщиной не более 0,05 мм; слой на основе ацетата целлюлозы (смесь ацетата целлюлозы, ДМФ, глицерина и кремнезема) содержали фермент глюкозооксидаза класса оксидоредуктаз с активностью 800 тыс. ед./мл производства Института микробиологии НАН Беларуси. Концентрация фермента в слое варьировалась с целью оптимизации чувствительности и скорости срабатывания сенсора. Берлинская лазурь и фермент в количестве от 30 до 60 мкл последовательно физически адсорбировались на коллоидный графит и вводились в полимер. Ферментный слой был устойчив к многократным длительным промывкам системным раствором на основе фосфатного буфера. Результаты исследования показали, что биосенсор с использованием фоновых электролитов на основе НФБ 0,1 М с концентрацией 20 ммоль КСl рН = 7,0 является более чувствительным. Совместно использование данного буфера с медиаторами на основе берлинской лазури позволяет улучшить селективность.

Верхний защитный слой представлял полимеризованную пленку на основе смеси ПВС, лаурилсульфат натрия, гидроксиэтил целлюлозы и кремнезема. Толщина верхнего слоя составляла не более 0,02 мм. Этот слой имел хорошую набухаемость в процессе измерений и пропускную способность используемых жидких растворов.

Основными методами исследования функциональных свойства полученных биосенсорных структур были хроно-амперометрические и циклические вольт-амперометрические измерения. Так же были проведены ИК-спектроскопия полимерных пленок, с целью проверки химических составов функциональных слоев, и РЭМ, совмещенная с ЭЗМА для исследования морфологии поверхности электродов с изучением возможности улучшения физической адсорбции функциональных слоев.

Оптимальные режимы для селективного определения концентрации глюкозы в биологических жидкостях реализуются при потенциалах электрода сравнения $U = 0,58$ В и вспомогательного электрода $U_{ref} = 0,58$ В относительно рабочего электрода. Получена скорость срабатывания тест-системы – 6–8 сек.

Результаты исследования будут использованы при разработке многоцветных ферментных чип-сенсоров диагностики патологий углеводного обмена в крови.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке Государственной программы научных исследований «Биотехнологии – 2» на 2021-2025 годы (Подпрограмма «Микробные биотехнологии-2» НИР 2 задание 3.5).

Литература

1. Биосенсорные технологии в медицине: от детекции биохимических маркеров до исследования молекулярных мишеней (обзор) / Б.Г. Андриков [и др.] // Биосенсорные технологии в медицине. – 2020. – № 6 (12). – С. 70–85.
2. Mikhelson, K.N. Advances and trends in ionophore-based chemical sensors / K.N. Mikhelson, M.A. Peshkova // Russian Chemical Reviews. – 2015. – Т. 84, № 6. – С. 55.

УДК 615.477.2

МЕТОДЫ УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМИ ПРОТЕЗАМИ ВЕРХНИХ И НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Кудина А.В.¹, Габец В.Л.², Франко Е.П.³

¹Белорусский государственный университет информатики и электроники

²Белорусский национальный технический университет

³Ресурсный центр ЭкоТехноПарк – Волма УО «Республиканский институт профессионального образования»

Минск, Республика Беларусь

Аннотация. При разработке био- или нейроуправляемых биотехнических устройств первоочередной задачей является определение достоверного способа получения информации о траектории совершаемого движения. Общая концепция бионических систем управления конечностями заключается в регистрации сигналов головного мозга и преобразование их в двигательные команды для бионического устройства, для чего необходимо применить наиболее точный и достоверный метод.

Ключевые слова: бионические протезы верхних и нижних конечностей, биопотенциалы, электромиография.

INNOVATIVE METHODS FOR CONTROLLING BIONIC PROSTHESES OF UPPER AND LOWER LIMBS

Kudina A.V.¹, Gabets V.L.², Franko E.P.³

¹Belarusian State University of Informatics and Electronics

²Belarusian National Technical University

³Resource center EcoTechnoPark – Volma EE "Republican Institute of Professional education"

Minsk, Republic of Belarus

Abstract. When developing bio- or neuro-controlled biotechnical devices, the primary task is to determine a reliable method for obtaining information about the trajectory of the movement being performed. The general concept of bionic limb control systems is to register brain signals and convert them into motor commands for a bionic device, for which it is necessary to apply the most accurate and reliable method.

Key words: bionic prostheses of the upper and lower extremities, biopotentials, electromyography.

Адрес для переписки: Габец В.Л., пр. Независимости, 65, г. Минск, 220113, Республика Беларусь
e-mail: vgabets@bntu.by

Ключевой задачей протезирования является восстановление функциональности конечностей. В последнее десятилетие разработчики современных протезов смогли достичь значительных достижений в создании бионических протезов нижних и верхних конечностей.

Бионические протезы – это протезы, которые управляются микропроцессором или компьютером, которые обладают рядом дополнительных преимуществ в сравнении с механическими протезами: повышенная мобильность и функциональность, безопасность. Бионические протезы оснащены передовыми сенсорными устройствами, моторикой искусственных мышц, которые позволяют управлять ими с помощью мышеч-

ного аппарата и путем передачи нервных импульсов. Разработка более легких устройств, появление микропроцессоров, компьютерных чипов и робототехники в современном медицинском приборостроении предназначено для возвращения пациентов к жизни.

Общая концепция бионических систем управления конечностями заключается в том, чтобы регистрировать сигналы головного мозга и преобразовывать их в двигательные команды для бионического устройства. Принцип действия биоэлектрических протезов основан на том, что после ампутации на культе остается часть мускулатуры, которая может сокращаться. Это приводит к появлению в мышце электрического потенциала,