

ОПТИМИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ДАТЧИКА ДЛЯ ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Демидов А.В., Геращенко С.М., Коновалова Е.В.

Пензенский государственный университет,
кафедра медицинской кибернетики и информатики, г. Пенза

Ключевые слова: джоульметрическая информационно-измерительная система, электрохимические параметры, датчик, диагностика.

Резюме: в статье приведён сравнительный анализ различных конструкций датчика для джоульметрической информационно-измерительной системы. Джоульметрическая информационно-измерительная система позволяет проводить исследования биологических жидкостей и тканей путём оценки электрохимических свойств. Предложена конструкция датчика, которая позволит обеспечить воспроизводимость получаемых данных о состоянии биомедицинских объектов.

Resume: the article provides a comparative analysis of various sensor designs for a joulemetric information-measuring system. The joulemetric information-measuring system allows for diagnostic studies by non-invasive assessment of the electrochemical properties of biological fluids and tissues. The authors have proposed a sensor design that will ensure the reproducibility of the obtained data on the state of biomedical objects.

Актуальность. В настоящее время особенное внимание среди клиницистов уделяется современным неинвазивным методам диагностики, так как они отличаются удобством и безопасностью для пациента, а также простотой реализации и высокой информативностью получаемых результатов. К таким методам относится джоульметрический метод, который лежит в основе информационно-измерительных систем медицинского назначения. В данном случае диагностика базируется на различии электрических свойств биологических тканей и жидкостей в норме и при патологии. Воспаление, повреждение, действие физических факторов (температуры, давления, облучения) закономерно сопровождаются изменением электрических характеристик пораженных тканей. Джоульметрия позволяет провести анализ активности этого процесса путём оценки интегрального показателя работы тока, определяемого на основе оценки значений межэлектродного потенциалов и токов в динамике [1]. При этом исследуемый биомедицинский объект помещается в межэлектродное пространство электродов.

Цель: разработка конструкции датчика джоульметрической информационно-измерительной системы для проведения диагностических исследований биомедицинских объектов.

Задачи: разработка конструкции датчика джоульметрической информационно-измерительной системы в виде фиксатора, лишённого «мертвых» для стерилизации зон и плоскопараллельным расположением электродов для повышения воспроизводимости результатов исследования биообъектов.

Материалы и методы. Джоульметрические диагностические приборы находят применение в различных отраслях медицины. В хирургии они могут быть ис-

пользованы для выявления жидкостных скоплений и постнекротических кист поджелудочной железы при остром панкреатите, а также для определения границ резекции новообразований внутренних органов. В отоларингологии данный метод позволяет изучить динамику воспалительного процесса при гнойном гайморите. Широкое применение нашли джоульметрические измерительные системы в стоматологии для ранней диагностики заболевания пародонта, а также оценки созревания костного регенерата челюсти.

Для применения в хирургии предложена конструкция жидкостно-проточного датчика, состоящего из двух параллельно расположенных электродов одинаковой длины. Электроды соединены с тоководом и выполнены в виде проводов, намотанных с равномерным шагом на изолированную поверхность. Датчик применяется для исследования содержимого кист поджелудочной железы, а также их связи с протоковой системой. Предварительно проводится чрескожное наружное дренирование кист поджелудочной железы под ультразвуковым контролем. Для электрохимического исследования можно использовать только неразведенное содержимое кист поджелудочной железы. К недостаткам конструкции относятся: возможность образования воздушных пузырей в проточном датчике с возникновением несистематических помех сигнала; в качестве исследуемого объекта может выступать только биологическая жидкость определенной концентрации [1].

В стоматологии для диагностики пародонтоза используется конструкция датчика, состоящая из двух электродов: индикаторного и пассивного. Индикаторный электрод выполнен на основе пародонтометра, а в качестве пассивного электрода выступает нагубный электрод. Клинические изменения в тканях пародонта (деструкция костной ткани альвеолярного отростка, расширение периодонтальной щели, остеопороз межзубных перегородок) имеют взаимосвязь со значением получаемых джоульметрических параметров [2]. Однако конструкция не обеспечивает плотный контакт электродов с исследуемой биологической тканью, так как отсутствует элемент фиксации к зоне исследования. Это неизбежно приводит к смещению датчика и колебания давления электрода на биологическую ткань.

С целью уменьшения нестационарной помехи возникающей из-за неплотного контакта электродов с зоной исследования была предложена конструкция датчика в виде пружинного фиксатора (зажима). Она включает два электрода, размещенных на плоских контактных площадках. Один электрод при исследовании размещается с щечной стороны, а второй - с оральной стороны альвеолярного отростка или челюсти. Данная конструкция отличается большей информативностью получаемых результатов, но при этом сохраняется воздушное пространство между поверхностями электрода и исследуемого биомедицинского объекта, что приводит к возникновению помех. За счёт наличия в области пружины «мёртвых» зон, недоступных для дезинфектанта, снижается эффективность стерилизации [3].

Результаты и их обсуждение. С учётом указанных недостатков авторами была разработана беспружинная конструкция датчика в виде двух контактных площадок, содержащих два электрода. Один электрод размещается с щёчной стороны, а другой – с оральной стороны альвеолярного отростка. Электроды прижимаются к исследуемой области за счет упругих свойств корпуса датчика

Расположенные параллельно друг другу контактные площадки при проведении исследования обеспечивают плотную фиксацию к поверхности альвеолярного отростка. Это позволяет увеличить глубину проникновения импульса в зону исследования. Уменьшает вероятность появления артефактов, связанных с перемещением датчика - сползания или смещения при исследовании.

Используемые электроды типа серебро-хлорид серебра (Ag – AgCl) отличаются стабильностью и обладают малым электрическим потенциалом [5-6]. Эти свойства позволяют минимизировать химические явления при контакте электрода с биологической тканью, которые при отсутствии физиологических сигналов могут вызвать шумы в виде флуктуаций напряжения. Размер электродов, равный 5 мм, выбран в соответствии со значением усреднённой суммы медиально-дистальных диаметров альвеолярных отростков верхней и нижней челюстей. Пространственное расположение электродов подобрано таким образом, чтобы исключить перекрытие двойных электрических слоев, образующихся у поверхности электрода.

Материал корпус датчика представлен пластизолом на основе поливинилхлорида. Данный полимер широко используется для изготовления медицинских изделий, мешков для крови, медицинских инструментов и спринцовок [7].

Исходно пластизол представляет собой жидкую или пастообразную массу. При нагревании она переходит в монолитный пластикат, который отличают устойчивость при контакте с агрессивной средой ротовой полости пациента во время диагностического исследования и химическими веществами при проведении стерилизации. При этом материал мягкий и атравматичный.

Контактные площадки соединяются с помощью крепления «ласточкин хвост» для проведения эффективной стерилизации путём погружения в раствор химического препарата. Сборно-разборная конструкция датчика позволяет исключить недоступные для стерилизующего агента поверхности. Очистка датчика может осуществляться как ручным (с помощью ватно-марлевого тампона) или механизированным (с помощью специализированного оборудования) способом.

Разнос деталей датчика в изометрической проекции представлен на рисунке 1.

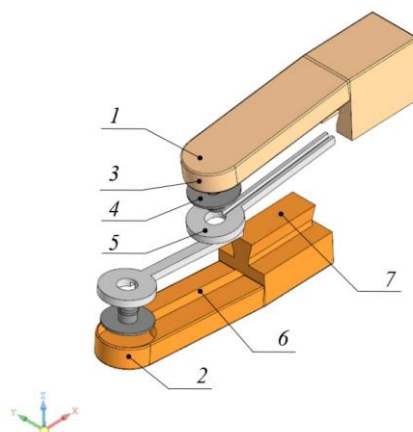


Рис. 1 – Разнос деталей датчика в изометрической проекции XYZ (1 – лапка верхняя; 2 – лапка нижняя; 3 – корпус; 4 – электрод; 5 – обкладка; 6 – разъем для провода; 7 – крепление «ласточкин хвост»)

Выводы: оптимизированная конструкция датчика обладает достоинствами предшествующих конструкций: простотой выполнения исследования, возможностью многократного исследования через короткие промежутки времени, неинвазивностью. При этом он позволяет улучшить прохождения сигнала между электродами, снизить влияние поверхностных процессов и правильно организовать процесс стерилизации. Это обеспечивает более высокую воспроизводимость получаемых результатов и удобство для всех участников клинико-диагностического процесса.

Литература

1. Геращенко, С.И. Джоульметрия и джоульметрические системы: теория и приложение: монография / С.И. Геращенко – Пенза: Издательство ПГУ, 2000. – 192 с.
2. Джоульметрия как метод исследования электрохимических свойств содержимого кист поджелудочной железы / А. В. Герасимов, В. И. Никольский, С. В. Фролов, К. И. Сергацкий, Е. Г. Феоктистова // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2020. – № 4 (56). – С. 42–50.
3. Joule metric information-measuring systems for assesment of electrochemical parametrs of periodontal tissues / S. M. Gerashchenko, S. I. Gerashchenko, L. A. Zyulkina [et al.] // Journal of Critical Reviews. – 2020. – Vol. 7. – No 9. – P. 386-389. – DOI 10.31838/jcr.07.09.80.
4. Геращенко, С. М. Разработка неинвазивного метода экспресс-диагностики пародонтита различной степени тяжести / С. М. Геращенко, А. В. Демидов, Е. В. Удальцова // Актуальные проблемы развития челюстно-лицевой хирургии на территории Поволжья : Сборник статей по материалам I межрегиональной научно-практической конференции, посвященной 45-летию отделения челюстно-лицевой хирургии Пензенской областной клинической больницы имени Н.Н. Бурденко и 5-летию кафедры челюстно-лицевой хирургии Медицинского института Пензенского государственного университета, Пенза, 15 октября 2020 года. – Пенза: Пензенский государственный университет, 2020. – С. 114-119.
5. Феттер К. Электрохимическая кинетика. – М.: Химия, 1967. – 856 с.
6. Биосенсоры: основы и приложения: Пер. с англ. / Под ред. Э.Тернера, И.Карубе, Дж.Уилсона. – М.: Мир, 1992. – 614 с.
7. Каргин В. А. (ред.). Энциклопедия полимеров. – «Сов. энциклопедия», 1972.