

## Метод ИК-фотометрии для измерения концентрации глюкозы в растворе для перитонеального диализа

Н. М. Жило<sup>✉</sup>, М. О. Михайлов, Е. Л. Литинская, К. В. Пожар

Национальный исследовательский университет "МИЭТ", Зеленоград, Москва, Россия

<sup>✉</sup>[nikitazhilo@gmail.com](mailto:nikitazhilo@gmail.com)

### Аннотация

**Введение.** Переход глюкозы в кровь при перитонеальном диализе с регенерацией диализирующего раствора приводит к снижению скорости удаления излишков жидкости из организма и соответствующим нарушениям водно-солевого баланса.

**Цель работы.** Рассмотрена система автоматического поддержания концентрации глюкозы в диализирующем растворе, обеспечивающая эффективную ультрафильтрацию, а также предложен бесконтактный фотометрический датчик обратной связи.

**Материалы и методы.** Датчик представляет собой оптическую пару из лазерного ИК-диода мощностью 30 мВт с длиной волны 1600 нм, фотодиода и кварцевой трубки, через которую осуществляется циркуляция исследуемого раствора. Датчик измеряет ослабление проходящего через раствор импульсного ИК-излучения, на основании которого рассчитывается концентрация глюкозы. Подобранный комбинация цифровых фильтров обеспечивает компенсацию шумов оптической пары. Экспериментальные исследования эффективности датчика проводились на растворах для перитонеального диализа с различными концентрациями мочевины, креатинина, мочевой кислоты и глюкозы. В начале экспериментов датчик калибровался на чистом растворе.

**Результаты.** В результате экспериментов показано, что разработанный датчик позволяет измерять концентрацию глюкозы в растворе для перитонеального диализа в диапазоне 42...220 ммоль/л с относительной погрешностью около 15 %. Время одного измерения составляет примерно 1 мин, что позволяет получать актуальную информацию о текущей концентрации раствора.

**Заключение.** Указанное сочетание характеристик позволит использовать датчик в носимых аппаратах "искусственная почка" для оценки содержания глюкозы в растворе, расчета времени замены раствора и в качестве датчика обратной связи для системы поддержания концентрации осмотического агента.

**Ключевые слова:** ИК-фотометрия, глюкоза, перитонеальный диализ, раствор для перитонеального диализа, хроническая почечная недостаточность

**Для цитирования:** Метод ИК-фотометрии для измерения концентрации глюкозы в растворе для перитонеального диализа / Н. М. Жило, М. О. Михайлов, Е. Л. Литинская, К. В. Пожар // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2021. Т. 24, № 4. С. 68–78. doi: 10.32603/1993-8985-2021-24-4-68-78

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Источник финансирования:** Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта №20-37-90049\20.

Статья поступила в редакцию 20.04.2021; принята к публикации после рецензирования 24.05.2021; опубликована онлайн 29.09.2021



## IR-Photometry Method for Measuring Glucose Concentration in Peritoneal Dialysis Fluid

Nikita M. Zhilo<sup>✉</sup>, Mikhail O. Mikhailov, Evgeniya L. Litinskaia, Kirill V. Pozhar

<sup>1</sup>National Research University of Electronic Technology, Zelenograd, Moscow, Russia

<sup>✉</sup>nikitazhilo@gmail.com

### Abstract

**Introduction.** The transition of glucose into the blood during automated peritoneal dialysis with regeneration of the dialysis fluid leads to a decreased removal of excess fluid from the body and corresponding violations of the water-salt balance.

**Aim.** To consider a system for automatically maintaining the concentration of glucose in the dialysate solution, which provides effective ultrafiltration, as well as to propose a non-contact photometric feedback sensor.

**Materials and methods.** The sensor is an optical system of an IR laser diode with a power of 30 mW and a wavelength of 1600 nm, a photodiode and a quartz tube, through which the test solution circulates. The sensor measures the attenuation of the radiation passing through the solution in a pulsed mode and calculates the glucose concentration. The selected combination of digital filters provides compensation for the noise of the optical system. Experimental studies of the efficiency of the sensor were carried out on peritoneal dialysis solutions with various concentrations of urea, creatinine, uric acid and glucose. At the beginning of the experiments, the sensor was calibrated in a pure solution.

**Results.** It was shown that the developed sensor makes it possible to measure the concentration of glucose in a solution for peritoneal dialysis in the range of 42...220 mmol / l with a relative error of about 15%. The time of one measurement is about 1 minute, which makes it possible to obtain up-to-date information on the current concentration of the solution.

**Conclusion.** This combination of characteristics will allow the sensor to be used in artificial kidney wearable devices for assessing the glucose content in the solution, calculating the time to change the solution and as a feedback sensor in a system for maintaining the concentration of the osmotic agent.

**Keywords:** IR-photometry, glucose, peritoneal dialysis, peritoneal dialysis solution, chronic renal failure

**For citation:** Zhilo N. M., Mikhailov M. O., Litinskaia E. L., Pozhar K. V. IR-Photometry Method for Measuring Glucose Concentration in Peritoneal Dialysis Fluid. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2021, vol. 24, no. 4, pp. 68–78. doi: 10.32603/1993-8985-2021-24-4-68-78

**Conflict of interest.** The Authors have no conflicts of interest to disclose.

**Source of financing.** The reported study was funded by RFBR according to the research project No. 20-37-90049\20.

Submitted 20.04.2021; accepted 25.05.2021; published online 29.09.2021

**Введение.** Регуляция объема воды в организме является одной из наиболее важных функций метаболизма. Нарушения водно-солевого обмена (гипо- и гипергидратация), вызванные различными заболеваниями (почечной недостаточностью, сахарным диабетом, ожогами и др.), опасны для организма и требуют медицинского вмешательства. Особенно важен контроль степени гидратации пациентов с хронической почечной недостаточностью [1, 2], так как выводящая функция почек может быть сильно снижена или отсутствовать вовсе. Для замещения выделительной функции почек пациенту могут назначить перитонеальный диализ (ПД) – вливание 1...2 л рас-

твора для перитонеального диализа (РПД) в брюшную полость, в который за счет осмоса и диффузии через капилляры брюшины переходят токсины из крови. Вывод излишков жидкости осуществляется осмотическим агентом (обычно глюкозой) в составе раствора, который обеспечивает переход воды из организма в раствор (ультрафильтрацию) [3]. Недостатком описанного подхода является малая продолжительность действия осмотического агента: спустя несколько часов из-за перехода глюкозы в кровь перенос жидкости останавливается или идет в обратном направлении, из-за чего РПД необходимо сливать и заливать свежий каждые несколько часов [4].

Решением указанной проблемы может стать система управления концентрацией осмотического агента в растворе для перитонеального диализа (рис. 1). Объектом управления ОУ является раствор для перитонеального диализа. Управляемый параметр – концентрация глюкозы  $y(t)$  – измеряется датчиком обратной связи ДОС. Выходной сигнал ДОС  $z(t)$  сравнивается с целевой концентрацией  $g(t)$ , поступающей от задающего устройства ЗУ. Полученное отклонение измеренной концентрации от заданной  $e(t)$  поступает на регулятор Р, вырабатывающий управляющее воздействие  $u(t)$ , на основании которого исполнительное устройство ИУ – шприцевый насос с концентратом осмотического агента вводит в раствор рассчитанную дозу вещества, восстанавливающую необходимую концентрацию в ОУ. Система управления функционирует в условиях внешних воздействий  $f(t)$ .

Одним из самых важных узлов системы является ДОС. Он должен обладать достаточной точностью измерения, чтобы избежать перерегулирования – высокие концентрации глюкозы оказывают токсическое воздействие на брюшину и могут вызвать гипергликемию у пациента [5]. Кроме того, ДОС должен обеспечивать высокую степень изоляции раствора от внешней среды во избежание загрязнения и инфицирования раствора. Таким требованиям соответствуют датчики на основе инфракрасной фотометрии – они позволяют проводить измерения бесконтактно, при этом с точностью выше, чем у других методов (акусто- и термометрических) [6–8].

В настоящей статье описан метод и ИК-датчик для измерения концентрации глюкозы в растворе для перитонеального диализа, а также представлены результаты исследования достигнутой точности при проведении измерений на чистом РПД и модельном растворе отработанного диализата.

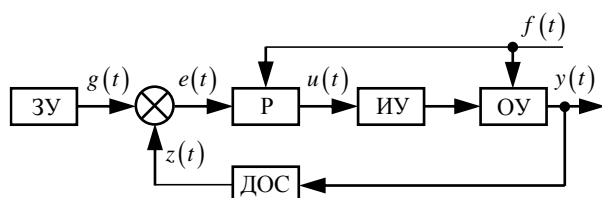


Рис. 1. Система управления концентрацией осмотического агента в растворе для перитонеального диализа

Fig. 1. Control system of the osmotic agent concentration in a solution for peritoneal dialysis

**Методы.** Ключевой характеристикой ИК-фотометрии является длина волны излучения  $\lambda$ , по измерению поглощения которого считывается концентрация искомого вещества. Пик поглощения  $\alpha$  глюкозы находится на длине волны порядка 1600 нм, при этом поглощение излучения водой, белками и подкожным жиром относительно невелико (рис. 2) [9]. В качестве источника излучения предложено использовать ИК-лазерный диод, имеющий существенно меньшие габариты, чем другие монохроматические источники излучения, что позволяет миниатюризировать измеритель и упростить систему управления. В качестве приемника излучения выбран InGaAs-фотодиод с повышенной чувствительностью в ближнем ИК-диапазоне. Материал приемника обеспечивает более низкий шум по сравнению с диодами на основе халькогенидов свинца [10].

Для аппаратной реализации предложенного метода измерения уровня глюкозы разработан и изготовлен ДОС, представляющий собой оптическую пару из источника излучения – лазерного диода типа FB-S1600-30SOT148 (Fibercom, Россия) [11] и приемника излучения – фотодиода ДФД1000ТО-К ("Дилаз", Россия) [12]. Лазерный диод имеет мощность излучения 30 мВт, центральную длину волны 1600 нм и ширину спектра 5 нм. Фотодиод обладает спектральной чувствительностью 0.9 А/Вт, диаметром площадки 1 мм, темновым током 60 нА. Источник и приемник излучения разделены кварцевой трубкой, имеющей внешний диаметр 6.2 мм и внутренний диаметр 4 мм. Соосность лазера, фотодиода и кварцевой трубки обеспечивается конструкцией корпуса ДОС, который удерживает элементы системы на тугой посадке для предотвращения влияния вибраций на взаиморасположение.

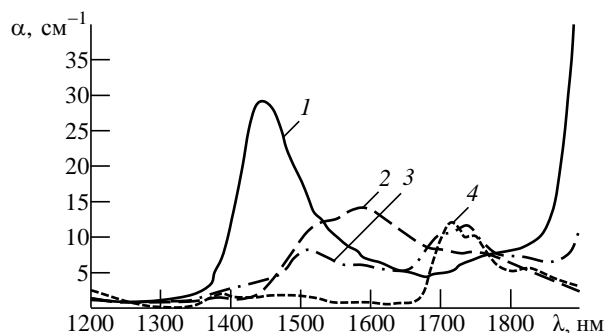


Рис. 2. Спектры поглощения воды (1), глюкозы (2), альбумина (3) и жира (4)

Fig. 2. Absorption spectra of water (1), glucose (2), albumin (3) and fat (4)

При построении расчетной модели системы измерений учтено, что излучение лазерного диода неравномерно распределено в пространстве и в разной степени ослабляется другими элементами системы в разных точках пространства. Компонентами среды являются глюкоза, вода, органические продукты метаболизма и неорганические ионы. На используемой длине волны как органические, так и неорганические компоненты диализата, за исключением воды, обладают пренебрежимо малым показателем поглощения. Рассеянием излучения, вызванным компонентами среды, можно пренебречь ввиду отсутствия в диализате клеточных структур. Тогда с использованием уравнения Бугера–Ламберта–Бера [13, 14] регистрируемый детектором поток излучения можно выразить следующим образом:

$$\Phi(t) = \int I_0(x, y) \alpha(x, y) \times \\ \times e^{-l(x, y) \left\{ \mu_w \left[ 1 - \frac{c_{gl}(t)}{\rho_w} \right] + \varepsilon_{gl} c_{gl}(t) \right\}} dx dy,$$

где  $t$  – время;  $S_d$  – площадка детектора;  $x, y$  – координаты в плоскости детектора;  $I_0(x, y)$  – интенсивность выходного излучения;  $\alpha(x, y)$  – коэффициент ослабления излучения оптической системой (в том числе трубкой и оптическими окнами);  $l$  – длина оптического пути;  $\mu_w$  – показатель поглощения воды на длине волны 1600 нм;  $c_{gl}(t)$  – концентрация глюкозы в среде;  $\rho_w$  – плотность воды;  $\varepsilon_{gl}$  – молярный показатель поглощения глюкозы на длине волны 1600 нм.

С учетом малости площадки фотодетектора по сравнению с радиусом кривизны трубки и отсутствием рассеяния в среде оптический путь можно считать постоянным. Тогда калибровочное значение потока на детекторе в среде с нулевой концентрацией глюкозы определяется как

$$\Phi_w = \Phi(t)|_{c_{gl}=0} = \int_{S_D} \Phi_0(x, y) \alpha(x, y) e^{-l\mu_w} dx dy.$$

С учетом этого уравнение для расчета мгновенного значения концентрации глюкозы по показаниям фотодиода будет иметь следующий вид:

$$c_{gl}(t) = \frac{\ln[\Phi_w / \Phi(t)]}{l(\varepsilon_{gl} - \mu_w / \rho_w)}.$$

Для управления оптической парой разработана плата управления (рис. 3). Ток лазера 4 задается 12-битным ЦАП AD5624 [15] 1 через ключ 3. Сигнал фотодиода 8 оцифровывается 16-битным АЦП AD7689 [16] 6. Аналоговые сигналы передаются усилителями 2, 7. Управление и обработка сигналов, а также передача данных на ПК через USB-порт реализована на микроконтроллере STM32F103RGT6 [17] 5. Плата смонтирована в непрозрачном светопоглощающем корпусе, в крышке которого установлен магнит, а в основании – датчик Холла. Это позволяет автоматически отключать лазер при открытой крышке для обеспечения безопасности эксплуатации измерителя.

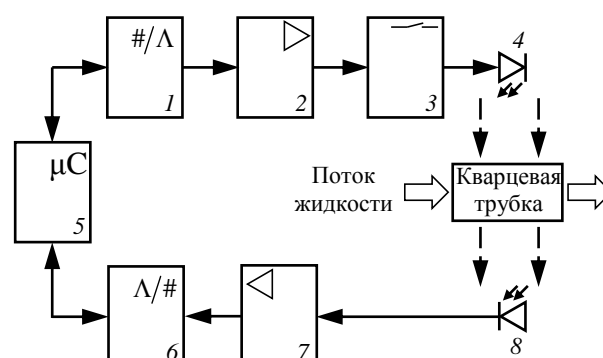


Рис. 3. Структурная схема датчика обратной связи

Fig. 3. Block diagram of the feedback sensor

Программа обмена данными с датчиком написана на языке C++ с применением фреймворка Qt. Настройки (мощность и периодичность включения лазера) передаются датчику через USB-порт компьютера. По этому же каналу принимается оцифрованный сигнал фотодиода, который выводится в виде графика и сохраняется в csv-файле.

Дальнейшая обработка сохраненных данных осуществляется в пакете MatLab. Цифровая обработка двойным фильтром скользящего среднего (ширина окна – 100 точек) при частоте дискретизации сигнала фотодиода 50 Гц позволяет сгладить шум, вызванный электромагнитными помехами и нагревом оптической пары, и при этом сохранить достаточную чувствительность. Сравнение сигналов до и после обработки приведено на рис. 4.

В ходе испытаний датчика проведены оценка точности измерения концентрации глюкозы и проверка влияния основных диализных метаболитов (мочевины, креатинина, мочевой кислоты) на результаты измерений.

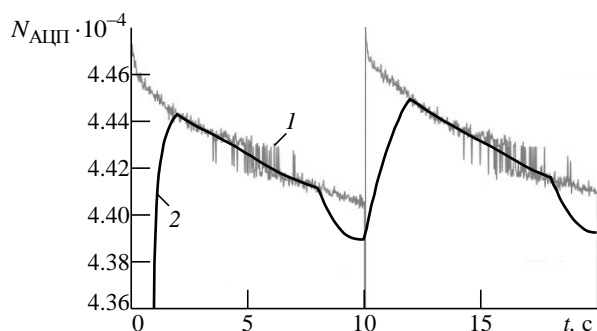


Рис. 4. Сигналы до (1) и после (2) цифровой фильтрации

Fig. 4. Signals before (1) and after (2) digital filtering

Для проведения испытаний датчика собрана экспериментальная установка (рис. 5) в составе:

- оптической пары в пластиковом корпусе 1;
- платы управления оптической парой 2;
- лабораторного источника питания 3;
- перистальтического насоса 4 для перемещения раствора через установку;
- магнитной мешалки 5 с подогревом для перемешивания и подогрева рабочего раствора;
- спектрофотометра StatFax 4500 (Awareness Technology, США) 6 для измерения концентрации глюкозы в растворах;
- персонального компьютера с программным обеспечением для сбора и обработки данных и управления системой измерения 7;
- колбы с раствором 8;
- дозатора Ленпипет 100...1000 мкл 9 и набора одноразовых наконечников для забора образцов на измерение концентрации глюкозы спектрофотометром;
- набора силиконовых трубок.

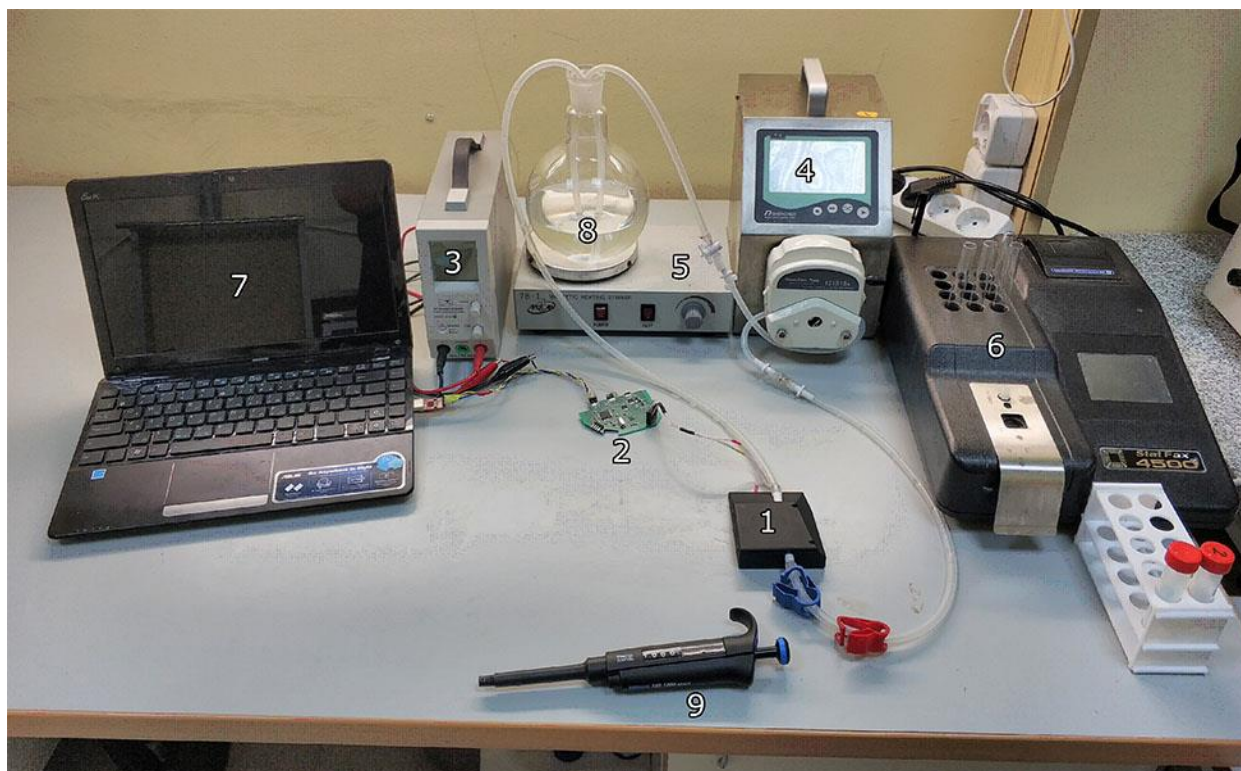


Рис. 5. Внешний вид (а) и схема (б) экспериментальной установки

Fig. 5. Appearance (a) and diagram (b) of the experimental setup

При измерениях используются:

- пакеты с раствором для перитонеального диализа Fresenius Balance;
- набор химических реактивов (глюкоза безводная, мочевины, креатинин, мочевая кислота, дистиллированная вода, реактивы Spinreact для спектрофотометра);
- электронные весы для взвешивания реактивов;
- набор пробирок и мерных цилиндров;
- секундомер.

Спектрофотометр StatFax 4500 обладает следующими параметрами: собственной погрешностью 1 % [18]; погрешностью реагентов для измерения концентрации глюкозы 2.98 % [19], мочевины 2.65 % [20], мочевой кислоты 1.20 % [21], креатинина 3.97 % [22].

Эксперимент состоял в следующем. На магнитной мешалке размещалась плоскодонная колба (рис. 5, 8) с магнитом для размешивания. Устанавливали мощность нагрева, соответствующую примерно 37 °C в установившемся режиме, и такую скорость перемешивания, чтобы вращение раствора не приводило к подсасыванию воздуха в заборную трубку. Расход раствора на насосе устанавливали около 200 мл/мин и контролировали с помощью мерного цилиндра и секундомера. После этого трубки подключали к датчику.

В начале эксперимента датчик проходил двухступенчатую калибровку на дистиллированной воде и насыщенном растворе глюкозы. Экспериментальным путем подбирались мощность лазера, обеспечивающая при работе на дистиллированной воде принимаемую мощность, дающую 60...90 % от полной шкалы АЦП для достижения максимального соотношения сигнал/шум, не входя при этом в режим насыщения. В описываемом эксперименте принимаемая мощность составила примерно 70 % полной шкалы АЦП. Также экспериментально подбирались такой режим работы лазера (частота и продолжительность включения), чтобы, с одной стороны, лазер вышел на квазистабильный тепловой режим, а с другой – не перегревался (для предотвращения чрезмерной флуктуации оптических характеристик). В эксперименте период включения лазера составлял 60 с, а длительность импульса 10 с.

После проведения калибровки жидкость в емкости заменялась на раствор для перитонеального диализа Fresenius Balance (объемная доля глюкозы 3.86 %) и проводились измерения. Для этого брали

пробу объемом 100 мкл (для эталонного измерения на лабораторном спектрофотометре) и разбавляли раствор дистиллированной водой до получения объемной доли глюкозы 2.27, 1.36 и 0.75 %.

Для оценки влияния диализных метаболитов на работу датчика проводился аналогичный эксперимент, но в качестве рабочей жидкости использовали раствор для перитонеального диализа, в котором мочевины, креатинин и мочевая кислота были представлены в молярных концентрациях 14 ммоль/л, 346 мкмоль/л, 100 мкмоль/л соответственно, что соответствует их максимальным концентрациям в отработанном растворе для перитонеального диализа [23].

**Результаты.** В ходе эксперимента получены данные, позволяющие оценить точность измерений датчика относительно лабораторного спектрофотометра. На рис. 6 представлена диаграмма, отражающая показания датчика относительно лабораторного спектрофотометра в эксперименте с РПД с растворенной глюкозой. В табл. 1 представлены данные эксперимента на РПД с глюкозой, в табл. 2 – эксперимента с модельным раствором отработанного РПД. Под теоретической концентрацией понимается концентрация, определенная исходя из объема жидкости и количества глюкозы. Результаты измерений спектрофотометра названы фактической концентрацией, а полученные разработанным датчиком – измеренной.

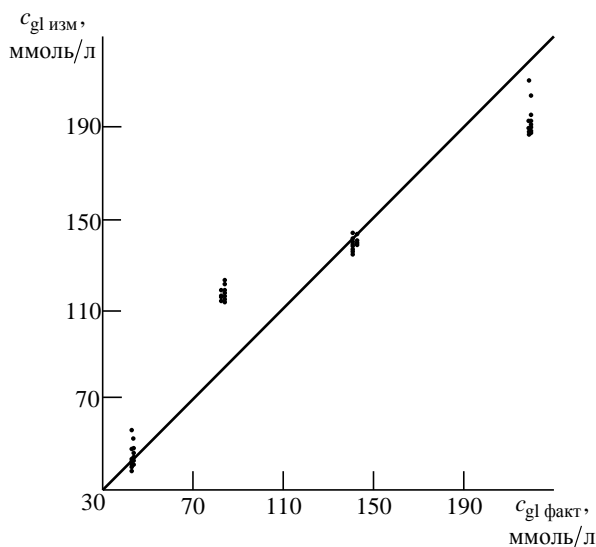


Рис. 6. Сравнение показаний датчика и лабораторного спектрофотометра на растворе РПД с глюкозой

Fig. 6. Comparison of sensor readings and laboratory spectrophotometer on a peritoneal dialysis solution with glucose

Табл. 1. Результаты измерений концентрации в РПД с глюкозой

Tabl. 1. Results of concentration measurements in peritoneal dialysis solution with glucose

Концентрация глюкозы, ммоль/л			Средняя погрешность	
теоретическая	фактическая	средняя измеренная	абсолютная, ммоль/л	относительная, %
42	43	40.4	2.6	6.0
	43.8	44.5	0.7	1.6
79	82.8	114.2	31.4	37.9
	84.4	114.3	29.9	35.4
132	141	136.9	4.1	2.9
	142.8	138.9	3.9	2.8
220	219	190.5	28.5	13.0
	220	190.6	29.7	13.5

Табл. 2. Результаты измерений концентрации в модельном растворе отработанного РПД

Tabl. 2. Results of concentration measurements in the model solution of the spent peritoneal dialysis solution

Концентрация глюкозы, ммоль/л			Средняя погрешность	
теоретическая	фактическая	средняя измеренная	абсолютная, ммоль/л	относительная, %
42	42.6	51.6	9.0	17.5
	42.8	56.9	13.1	23.0
79	81.2	118.2	37	31.3
	82.4	118.5	35.7	30.1
132	142.2	146.7	3.9	2.7
	145.2	143.6	1.6	1.1
220	219	211.7	7.3	3.4
	225	203.1	21.9	10.8

Погрешность измерения для РПД с глюкозой составила 14.6 %, для модельного раствора отработанного диализата – 12.3 %.

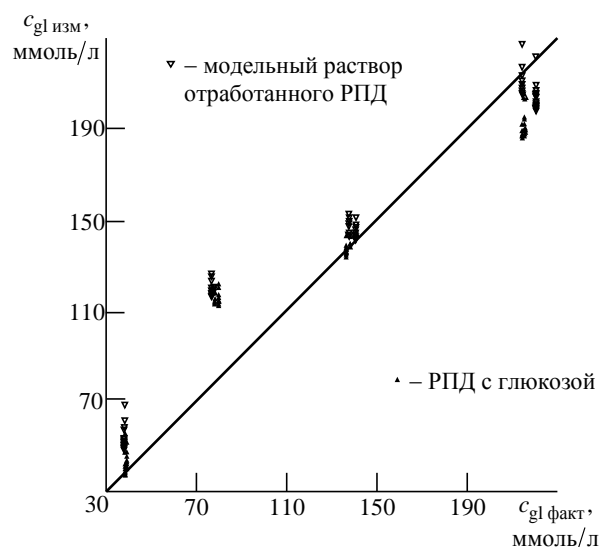


Рис. 7. Сравнение показаний датчика на РПД с глюкозой и модельном растворе отработанного диализата

Fig. 7. Comparison of sensor readings on peritoneal dialysis solution with glucose and a model solution of spent Dialysate

На рис. 7 показано сравнение измерений, проведенных на РПД с глюкозой и модельном растворе отработанного диализата. Исходя из полученных данных можно сделать вывод, что основные диализные метаболиты даже в высоких концентрациях не вносят значительных искажений в измерения.

**Обсуждение.** Полученные результаты позволяют сделать вывод, что разработанный датчик может измерять концентрацию глюкозы в РПД в диапазоне 42...220 ммоль/л с относительной погрешностью  $\pm 15$  %. Время одного измерения составляет около 1 мин, что позволяет получать актуальную информацию о текущей концентрации раствора. Также показано, что мочевины, креатинин и мочевая кислота, содержащиеся в РПД, существенно не влияют на результаты измерений фотометрическим методом.

Поскольку использованные в рамках эксперимента концентрации соответствуют типичным концентрациям глюкозы в РПД, показана принципиальная возможность контроля концентрации осмотического агента при проведении непрерывного перитонеального диализа.

Погрешность измерения обусловлена в первую очередь существенным температурным дрейфом интенсивности излучения лазерного диода. Одним из наиболее перспективных способов повышения точности измерения является использование внешнего референсного фотоприемника, на который бы направлялась часть излучения с той же поляризацией, что и у главного пучка. Однако такое изменение схемы потребует увеличения габаритов датчика. В то же время такое усложнение не представляется необходимым, поскольку достигнутая погрешность измерения приемлема для практического использования.

На следующей стадии проекта планируется интегрировать разработанное устройство в качестве датчика обратной связи в систему поддержания концентрации глюкозы в растворе для перитонеального диализа. Использование такой системы позволит повысить эффективность перитонеального диализа за счет снижения частоты замены раствора, что в свою очередь увеличит безопасность процедуры [24]. Помимо этого такая система может быть интегрирована в перспективные носимые аппараты "искусственная почка" с регенерацией раствора [25, 26]. Ввод разработанной системы в аппараты позволит увеличить время между заменами раствора до 24 ч и более [27].



**Заключение.** Разработан проточный ИК-фотометрический датчик концентрации глюкозы в растворе для перитонеального диализа. Проведены стендовые испытания датчика, в ходе которых датчик показал общую относительную погрешность измерения 15 % для растворов с концентрацией глюкозы от 42 до 220 ммоль/л. Прибор позволяет проводить измерения как в чистых растворах для

перитонеального диализа, так и на отработанном диализате с частотой одно измерение в минуту. Полученное сочетание характеристик позволит использовать датчик в носимых аппаратах "искусственная почка" для оценки содержания глюкозы в растворе, расчета времени замены раствора и в качестве датчика обратной связи для системы поддержания концентрации осмотического агента.

### Авторский вклад

**Жило Никита Максимович** – определение цели и задачи исследования, проектирование экспериментальной установки, руководство исследованием.

**Михайлов Михаил Олегович** – экспериментальные исследования датчика; обработка данных.

**Литинская Евгения Львовна** – проектирование электрической схемы управления оптической парой и интерфейса управления.

**Пожар Кирилл Витольдович** – разработка математической модели для расчета концентрации глюкозы по показаниям оптической пары.

### Author's contribution

**Nikita M. Zhilo**, defined the goals and objectives of the research, designed the experimental setup, supervised the research.

**Mikhail O. Mikhailov**, conducted experimental studies of the sensor and carried out data processing.

**Evgeniya L. Litinskaia**, designed an electrical circuit for optical system control and developed an interface for control system.

**Kirill V. Pozhar**, developed a mathematical model for calculating the glucose concentration based on the readings of the optical system.

### Список литературы

1. Rushing J. Assessing for Dehydration in Adults // Nursing. 2009. Vol. 39, № 4. P. 14. doi: 10.1097/01.NURSE.0000348406.04065.6d
2. Hydration and Chronic Kidney Disease Progression: A Critical Review of the Evidence / W. F. Clark, J. M. Sontrop, S.-H. Huang, L. Moist, N. Bouby, L. Bankir // American J. of Nephrology. 2016. Vol. 43, № 4. P. 281–292. doi: 10.1159/000445959
3. Kinetic Modeling of Incremental Ambulatory Peritoneal Dialysis Exchanges / S. Guest, J. K. Leypoldt, M. Cassin, M. Schreiber // Peritoneal Dialysis Intern. J. of the International Society for Peritoneal Dialysis. 2017. Vol. 37, № 2. P. 205–211. doi: 10.3747/pdi.2016.00055
4. Krediet R. T. Ultrafiltration Failure Is a Reflection of Peritoneal Alterations in Patients Treated With Peritoneal Dialysis // Frontiers in Physiology. 2018. Vol. 9. Art. 1815. P. 1–6. doi: 10.3389/fphys.2018.01815
5. Dialysis-associated Hyperglycemia: Manifestations and Treatment / Y. Sun, M.-E. Roumelioti, K. Ganta, R. H. Glew, J. Gibb, D. Vigil, C. Do, K. S. Servilla, B. Wagner, J. Owen, M. Rohrscheib, R. I. Dorin, G. H. Murata, A. H. Tzamaloukas // Intern. Urology and Nephrology. 2020. Vol. 52, № 3. P. 505–517. doi: 10.1007/s11255-019-02373-1
6. Electromagnetic-Acoustic Sensing for Biomedical Applications / S. Liu, R. Zhang, Z. Zheng, Y. Zheng // Sensors. 2018. Vol. 18, № 10. Art. 3203. doi: 10.3390/s18103203
7. Evaluation of Blood Glucose Concentration Meas-

- urement using Photoacoustic Spectroscopy in Near-infrared Region / T. Namita, M. Sato, K. Kondo, M. Yamakawa, T. Shiina // Proc. of the SPIE. 2017. Vol. 10064. Art. 100645A. doi: 10.1117/12.2252532
8. Jain P., Maddila R., Joshi A. M. A precise Non-invasive Blood Glucose Measurement System using NIR Spectroscopy and Huber's Regression Model // Optical and Quantum Electronics. 2019. Vol. 51, № 2. Art. 51. doi: 10.1007/s11082-019-1766-3
9. New Methodology to Obtain a Calibration Model for Noninvasive Near-infrared Blood Glucose Monitoring / K. Maruo, T. Oota, M. Tsurugi, T. Nakagawa, H. Arimoto, M. Tamura, Y. Ozaki, Y. Yamada // Applied spectroscopy. 2006. Vol. 60, № 4. P. 441–449. doi: 10.1366/000370206776593780
10. Tan C. L., Mohseni H. Emerging Technologies for High Performance Infrared Detectors // Nanophotonics. 2018. Vol. 7, № 1. P. 169–197. doi: 10.1515/nanoph-2017-0061
11. Fibercom – High Power Laser Diodes from 905 to 1800 nm. Model FB-S1600-30SOT148. URL: <https://fb-laser.com/wp-content/uploads/2021/02/FB-S1600-30SOT148.pdf> (дата обращения 31.03.2021)
12. InGaAs PIN фотодиоды ДФД1000ТО-К. URL: <http://www.dilas.ru/fd/dfd1000to-k.php> (дата обращения 31.03.2021)
13. Пентин Ю. А., Вилков Л. В. Физические методы исследования в химии. М.: Мир, 2006. 683 с.



14. Пожар К. В. Применение метода трансмиссионной спектроскопии для неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови // Мед. техника. 2018. № 4. С. 22–24.
15. AD5624. 2.7 V to 5.5 V, 450  $\mu$ A, Rail-to-Rail Output, Quad, 12-/16-Bit nanoDACs. URL: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad5624\\_5664.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad5624_5664.pdf) (дата обращения 04.04.2021)
16. AD7682. 16-Bit, 4-Channel/8-Channel, 250 kSPS PulSAR ADCs. URL: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7682\\_7689.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7682_7689.pdf) (дата обращения 04.04.2021)
17. STM32F103RG. Mainstream Performance line, Arm Cortex-M3 MCU with 1 Mbyte of Flash memory, 72 MHz CPU, motor control, USB and CAN. URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103rg.html> (дата обращения 05.04.2021)
18. Stat Fax® 4500 Chemistry Analyzer. URL: [http://crestlinescientific.com/sites/default/files/4500brochures1v3\\_0.pdf](http://crestlinescientific.com/sites/default/files/4500brochures1v3_0.pdf) (дата обращения 05.04.2021)
19. Quantitative determination of glucose IVD. URL: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE\\_SPINTECH\\_\(TKB\)/Bioquimica/TKBSIS46\\_GLUCOSE-LQ\\_2019.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE_SPINTECH_(TKB)/Bioquimica/TKBSIS46_GLUCOSE-LQ_2019.pdf) (дата обращения 05.04.2021)
20. Quantitative determination of urea IVD. URL: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE\\_SPINTECH\\_\(TKB\)/Bioquimica/TKBSIS47\\_UREA-LQ\\_2019.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE_SPINTECH_(TKB)/Bioquimica/TKBSIS47_UREA-LQ_2019.pdf) (дата обращения 05.04.2021)
21. Quantitative determination of uric acid IVD. URL: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS45\\_URIC\\_ACID-LQ\\_2017.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS45_URIC_ACID-LQ_2017.pdf) (дата обращения 05.04.2021)
22. Quantitative determination of creatinine IVD. URL: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS13\\_CREATININA\\_2017.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS13_CREATININA_2017.pdf) (дата обращения 05.04.2021)
23. Scientific Aspects of Lab and Animal testing of Wearable Dialysis Equipment / N. A. Bazaev, D. V. Federyakin, E. V. Streltsov, A. V. Baklanova, N. M. Zhilo // IEEE Conf. of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), St Petersburg and Moscow, 27-30 Jan. 2020. Piscataway: IEEE, 2020. P. 2465–2468. doi: 10.1109/EIConRus49466.2020.9039179
24. Risk Factors and Prevention of Peritoneal Dialysis-Related Peritonitis / L. Gadola, C. Poggi, P. Dominguez, M. V. Poggio, E. Lungo, C. Cardozo // Peritoneal Dialysis International: J. of the Intern. Society for Peritoneal Dialysis. 2019. Vol. 39, № 2. P. 119–125. doi: 10.3747/pdi.2017.00287
25. Himmelfarb J., Ratner B. Wearable Artificial Kidney: Problems, Progress and Prospects // Nature Reviews Nephrology. 2020. Vol. 16, № 10. P. 558–559. doi: 10.1038/s41581-020-0318-1
26. Wearable Artificial Kidney and Wearable Ultrafiltration Device Vascular Access – Future Directions / A. C. Castro, M. Neri, A. Nayak Karopadi, A. Lorenzin, N. Marchionna, C. Ronco // Clinical Kidney J. 2019. Vol. 12, № 2. P. 300–307. doi: 10.1093/ckj/sfy086
27. Urea Removal Strategies for Dialysate Regeneration in a Wearable Artificial Kidney / M. K. Gelder, J. A. W. Jong, L. Folkertsma, Y. Guo, C. Blüchel, M. C. Verhaar, M. Odijk, C. F. Van Nostrum, W. E. Hennink, K. G. F. Gerritsen // Biomaterials. 2020. Vol. 234. Art. 119735. 18 p. doi: 10.1016/j.biomaterials.2019.119735

## Информация об авторах

**Жило Никита Максимович** – магистр по специальности "Биотехнические системы и технологии" (2018), инженер Института биомедицинских систем Национального исследовательского университета "МИЭТ" (НИУ МИЭТ), аспирант НИУ МИЭТ по специальности 05.13.01 "Системный анализ, управление и обработка информации (технические системы)". Автор 31 печатной работы, пяти авторских свидетельств. Сфера научных интересов – искусственные органы, заместительная почечная терапия, инсулинотерапия, биотехнические системы.

Адрес: НИУ МИЭТ, пл. Шокина, д. 1, Зеленоград, Москва, 124498, Россия  
E-mail: [nikitazhilo@gmail.com](mailto:nikitazhilo@gmail.com)  
<https://orcid.org/0000-0002-7096-3377>

**Михайлов Михаил Олегович** – бакалавр по специальности "Биотехнические системы и технологии" (2019), студент 2-го курса магистратуры НИУ МИЭТ. Автор восьми печатных работ. Сфера научных интересов – искусственные органы, биотехническая фотометрия, биотехнические системы, неинвазивное определение концентрации глюкозы в крови.

Адрес: НИУ МИЭТ, пл. Шокина, д. 1, Зеленоград, Москва, 124498, Россия  
E-mail: [mikhail.mikhailov1997@gmail.com](mailto:mikhail.mikhailov1997@gmail.com)  
<https://orcid.org/0000-0003-2796-9607>

**Литинская Евгения Львовна** – магистр по специальности "Биотехнические системы и технологии" (2017), аспирант НИУ МИЭТ по специальности 05.13.01 "Системный анализ, управление и обработка информации (технические системы)". Автор 35 печатных работ, шести авторских свидетельств. Сфера научных интересов – искусственная поджелудочная железа, неинвазивное измерение глюкозы, системы управления и поддержки принятия решений, биотехнические системы.

Адрес: НИУ МИЭТ, пл. Шокина, д. 1, Зеленоград, Москва, 124498, Россия  
E-mail: [zheka101993@yandex.ru](mailto:zheka101993@yandex.ru)  
<https://orcid.org/0000-0002-2300-2792>

**Пожар Кирилл Витольдович** – кандидат технических наук (2018) по специальности "Системный анализ, управление и обработка информации (технические системы)", доцент НИУ МИЭТ. Автор 58 печатных работ, пяти авторских свидетельств. Сфера научных интересов – искусственные органы, заместительная почечная терапия, инсулинотерапия, биотехнические системы.

Адрес: НИУ МИЭТ, пл. Шокина, д. 1, Зеленоград, Москва, 124498, Россия

E-mail: pozhar@esdiar.com

<https://orcid.org/0000-0001-9879-0220>

## References

1. Rushing J. Assessing for Dehydration in Adults. *Nursing*. 2009, vol. 39, no. 4, 14 p. doi: 10.1097/01.NURSE.0000348406.04065.6d
2. Clark W. F., Sontrop J. M., Huang S.-H., Moist L., Bouby N., Bankir L. Hydration and Chronic Kidney Disease Progression: A Critical Review of the Evidence. *American J. of Nephrology*. 2016, vol. 43, no. 4, pp. 281–292. doi: 10.1159/000445959
3. Guest S., Leypoldt J. K., Cassin M., Schreiber M. Kinetic Modeling of Incremental Ambulatory Peritoneal Dialysis Exchanges. *Peritoneal Dialysis Intern. J. of the International Society for Peritoneal Dialysis*. 2017, vol. 37, no. 2, pp. 205–211. doi: 10.3747/pdi.2016.00055
4. Krediet R. T. Ultrafiltration Failure Is a Reflection of Peritoneal Alterations in Patients Treated With Peritoneal Dialysis. *Frontiers in Physiology*. 2018, vol. 9, art. 1815, pp. 1–6. doi: 10.3389/fphys.2018.01815
5. Sun Y., Roumelioti M.-E., Ganta K., Glew R. H., Gibb J., Vigil D., Do C., Servilla K. S., Wagner B., Owen J., Rohrschreib M., Dorin R. I., Murata G. H., Tzamaloukas A. H. Dialysis-associated Hyperglycemia: Manifestations and Treatment. *Intern. Urology and Nephrology*. 2020, vol. 52, no. 3, pp. 505–517. doi: 10.1007/s11255-019-02373-1
6. Liu S., Zhang R., Zheng Z., Zheng Y. Electromagnetic-Acoustic Sensing for Biomedical Applications. *Sensors*. 2018, vol. 18, no. 10, art. 3203. doi: 10.3390/s18103203
7. Namita T., Sato M., Kondo K., Yamakawa M., Shiina T. Evaluation of Blood Glucose Concentration Measurement using Photoacoustic Spectroscopy in Near-infrared Region. *Proc. of the SPIE*. 2017, vol. 10064, art. 100645A. doi: 10.1117/12.2252532
8. Jain P., Maddila R., Joshi A. M. A precise Non-invasive Blood Glucose Measurement System using NIR Spectroscopy and Huber's Regression Model. *Optical and Quantum Electronics*. 2019, vol. 51, no. 2, art. 51. doi: 10.1007/s11082-019-1766-3
9. Maruo K., Oota T., Tsurugi M., Nakagawa T., Arimoto H., Tamura M., Ozaki Y., Yamada Y. New Methodology to Obtain a Calibration Model for Noninvasive Near-infrared Blood Glucose Monitoring. *Applied spectroscopy*. 2006, vol. 60, no. 4, pp. 441–449. doi: 10.1366/000370206776593780
10. Tan C. L., Mohseni H. Emerging Technologies for High Performance Infrared Detectors. *Nanophotonics*. 2018, vol. 7, no. 1, pp. 169–197. doi: 10.1515/nanoph-2017-0061
11. Fibercom – High Power Laser Diodes from 905 to 1800 nm. Model FB-S1600-30SOT148. Available at: <https://fb-laser.com/wp-content/uploads/2021/02/FB-S1600-30SOT148.pdf> (accessed 31.03.2021)
12. InGaAs PIN photodiodes DFD1000TO-K. Available at: <http://www.dilas.ru/fd/dfd1000to-k.php> (accessed 31.03.2021) (In Russ.)
13. Pentin Yu. A., Vilkov L. V. *Fizicheskie metody issledovaniya v khimii* [Physical research methods in chemistry]. M., Mir, 2006, 683 p (In Russ.)
14. Pozhar K. V. *Primenenie metoda transmissionnoi spektroskopii dlya neinvazivnogo izmereniya kontsentratsii glyukozy v krovi* [Transmission Spectroscopy in Noninvasive Blood Glucose Measurement]. *Meditsinskaya tekhnika*. 2018, № 4, pp. 22–24.
15. AD5624. 2.7 V to 5.5 V, 450  $\mu$ A, Rail-to-Rail Output, Quad, 12-/16-Bit nanoDACs. Available at: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad5624\\_5664.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad5624_5664.pdf) (accessed 04.04.2021)
16. AD7682. 16-Bit, 4-Channel/8-Channel, 250 kSPS PulSAR ADCs. Available at: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7682\\_7689.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7682_7689.pdf) (accessed 04.04.2021)
17. STM32F103RG. Mainstream Performance line, Arm Cortex-M3 MCU with 1 Mbyte of Flash memory, 72 MHz CPU, motor control, USB and CAN. Available at: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103rg.html> (accessed 05.04.2021)
18. Stat Fax® 4500 Chemistry Analyzer. Available at: [http://crestlinescientific.com/sites/default/files/4500brochures1v3\\_0.pdf](http://crestlinescientific.com/sites/default/files/4500brochures1v3_0.pdf) (accessed 05.04.2021)
19. Quantitative determination of glucose IVD. Available at: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE\\_SPINTECH\\_\(TKB\)/Bioquimica/TKBSIS46\\_GLUC\\_OSE-LQ\\_2019.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE_SPINTECH_(TKB)/Bioquimica/TKBSIS46_GLUC_OSE-LQ_2019.pdf) (accessed 05.04.2021)
20. Quantitative determination of urea IVD. Available at: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE\\_SPINTECH\\_\(TKB\)/Bioquimica/TKBSIS47\\_UREA-LQ\\_2019.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/SERIE_SPINTECH_(TKB)/Bioquimica/TKBSIS47_UREA-LQ_2019.pdf) (accessed 05.04.2021)
21. Quantitative determination of uric acid IVD. Available at: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS45\\_URIC\\_ACID-LQ\\_2017.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS45_URIC_ACID-LQ_2017.pdf) (accessed 05.04.2021)
22. Quantitative determination of creatinine IVD. Available at: [https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS13\\_CREATININA\\_2017.pdf](https://www.spinreact.com/assets/files/Inserts/MD/BIOQUIMICA/MDBSIS13_CREATININA_2017.pdf) (accessed 05.04.2021)
23. Bazaev N. A., Federyakin D. V., Streltsov E. V., Baklanova A. V., Zhilo N. M. Scientific Aspects of Lab and Animal testing of Wearable Dialysis Equipment. *IEEE Conf. of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus)*, 27–30 Jan. 2020, St Petersburg and

Moscow. Piscataway, IEEE, 2020, pp. 2465–2468. doi: 10.1109/EIConRus49466.2020.9039179

24. Gadola L., Poggi C., Dominguez P., Poggio M. V., Lungo E., Cardozo C. Risk Factors and Prevention of Peritoneal Dialysis-Related Peritonitis. *Peritoneal Dialysis Intern. J. of the Intern. Society for Peritoneal Dialysis*. 2019, vol. 39, no. 2, pp. 119–125. doi: 10.3747/pdi.2017.00287

25. Himmelfarb J., Ratner B. Wearable Artificial Kidney: Problems, Progress and Prospects. *Nature Reviews Nephrology*. 2020, vol. 16, no. 10, pp. 558–559. doi: 10.1038/s41581-020-0318-1

26. Castro A. C., Neri M., Nayak Karopadi A., Lorenzin A., Marchionna N., Ronco C. Wearable Artificial Kidney and Wearable Ultrafiltration Device Vascular Access – Future Directions. *Clinical Kidney J.* 2019, vol. 12, no. 2, pp. 300–307. doi: 10.1093/ckj/sfy086

27. Gelder M. K., Jong J. A. W., Folkertsma L., Guo Y., Blüchel C., Verhaar M. C., Odijk M., Van Nostrum C. F., Hennink W. E., Gerritsen K. G. F. Urea Removal Strategies for Dialysate Regeneration in a Wearable Artificial Kidney. *Biomaterials*. 2020, vol. 234, art. 119735, 18 p. doi: 10.1016/j.biomaterials.2019.119735

### Information about the authors

**Nikita M. Zhilo**, Master of Biotechnical Systems and Technologies (2018), Engineer at the Institute of Biomedical Systems of National Research University of Electronics Technology (NRU MIET), post graduate student of NRU MIET, specialty System analysis, management and information processing (technical systems). The author of 31 scientific publications and 5 patents. Area of expertise: artificial organs, renal replacement therapy, insulin therapy, biotechnical systems.

Address: NRU MIET, 1 Shokina Sqr., Zelenograd, Moscow 124498, Russia

E-mail: nikitazhilo@gmail.com

<https://orcid.org/0000-0002-7096-3377>

**Mikhail O. Mikhailov**, Bachelor of Biotechnical systems and technologies (2019), 2<sup>nd</sup> year master's degree student at NRU MIET. The author of 8 scientific publications. Area of expertise: artificial organs, biotechnical photometry, biotechnical systems, non-invasive determination of blood glucose concentration.

Address: NRU MIET, 1 Shokina Sqr., Zelenograd, Moscow 124498, Russia

E-mail: mikhail.mikhailov1997@gmail.com

<https://orcid.org/0000-0003-2796-9607>

**Evgeniya L. Litinskaia**, Master of Biotechnical systems and technologies" (2017), post graduate student of NRU MIET, specialty System analysis, management and information processing (technical systems). The author of 35 scientific publications and 6 patents. Area of expertise: artificial pancreas, non-invasive glucose measurement, control and decision support systems, biotechnical systems.

Address: NRU MIET, 1 Shokina Sqr., Zelenograd, Moscow 124498, Russia

E-mail: zheka101993@yandex.ru

<https://orcid.org/0000-0002-2300-2792>

**Kirill V. Pozhar**, Cand. Sci. (Eng.) (2018) on System Analysis, Management and Information Processing (Technical Systems), assistant professor at NRU MIET. The author of 58 scientific publications and 5 patents. Area of expertise: artificial organs, renal replacement therapy, insulin therapy, biotechnical systems.

Address: NRU MIET, 1 Shokina Sqr., Zelenograd, Moscow 124498, Russia

E-mail: pozhar@esdiar.com

<https://orcid.org/0000-0001-9879-0220>