

doi: 10.17586/2226-1494-2022-22-5-951-961

УДК 681.784.8

## Система визуального отображения изменения физиологического состояния пациентов с хроническим нарушением сознания и передачи данных по беспроводной оптической связи

Светлана Андреевна Вострикова<sup>1</sup>✉, Кира Олеговна Погорелова<sup>2</sup>,  
Даниил Сергеевич Ширяев<sup>3</sup>, Екатерина Владимировна Ткачева<sup>4</sup>,  
Никита Александрович Беляков<sup>5</sup>, Яков Николаевич Ковач<sup>6</sup>,  
Юрий Сергеевич Андреев<sup>7</sup>, Ирина Геннадьевна Смирнова<sup>8</sup>,  
Екатерина Анатольевна Кондратьева<sup>9</sup>

<sup>1,2,3,4,5,6,7,8</sup> Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

<sup>9</sup> Российский научно-исследовательский нейрохирургический институт имени профессора А.Л. Поленова, филиал ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова», Санкт-Петербург, 191014, Российская Федерация

<sup>9</sup> Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, Санкт-Петербург, 194044, Российская Федерация

<sup>9</sup> Федеральный научно-клинический центр реаниматологии и реабилитологии, Москва, 107031, Российская Федерация

<sup>1</sup> [svetlanadegtiareva@itmo.ru](mailto:svetlanadegtiareva@itmo.ru)✉, <https://orcid.org/0000-0001-9539-8418>

<sup>2</sup> [pogorelovakira@itmo.ru](mailto:pogorelovakira@itmo.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4455-1117>

<sup>3</sup> [dshiryayev@itmo.ru](mailto:dshiryayev@itmo.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8612-0297>

<sup>4</sup> [tkacheva@itmo.ru](mailto:tkacheva@itmo.ru), <https://orcid.org/0000-0003-2774-0423>

<sup>5</sup> [belykovna@rambler.ru](mailto:belykovna@rambler.ru), <https://orcid.org/0000-0002-1271-0195>

<sup>6</sup> [j-n-kovach@itmo.ru](mailto:j-n-kovach@itmo.ru), <https://orcid.org/0000-0003-4858-4968>

<sup>7</sup> [yura.andreev.98@mail.ru](mailto:yura.andreev.98@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0001-7806-8652>

<sup>8</sup> [igsmirnova@itmo.ru](mailto:igsmirnova@itmo.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8357-3987>

<sup>9</sup> [eak2003@mail.ru](mailto:eak2003@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0003-4715-7585>

### Аннотация

**Предмет исследования.** Представлена система визуального отображения изменения физиологического состояния пациентов и передачи данных по беспроводной оптической связи. Существующие методы на основе прикроватных мониторов не предоставляют возможность визуального отображения информации вблизи объекта в условиях высокой загруженности персонала и позволяют осуществлять передачу данных по электрическому кабелю или дистанционно в радиочастотном диапазоне. Подобные недостатки снижают оперативность реагирования персонала и приводят к большому количеству ошибок в передаваемых данных. Более эффективна удаленная оперативная система мониторинга, обеспечивающая сбор данных с датчиков, отображение с минимальным временем задержки и передачу данных по помехозащищенному каналу связи в оптическом диапазоне. Простой и наглядный способ отображения информации позволяет оперативно, безошибочно и точно распознать критические ситуации. **Метод.** Предлагаемая система имеет два канала. По первому каналу осуществляется визуальное отображение изменения физиологического состояния на носимом устройстве в виде браслета. Второй канал передает данные об отклонении в состоянии пациента по беспроводной оптической связи в инфракрасном диапазоне спектра для последующего подробного отображения на компьютере. Визуальное отображение изменения физиологического состояния состоит в программируемом изменении цветности индикаторных светодиодов и изменении режимов их свечения. **Полученные результаты.** Представлена структурная схема и конструкция системы визуального отображения и передачи данных. В рамках оценки работоспособности системы выполнена оценка нагрева устройства визуального отображения в среде COMSOL Multiphysics. Показано, что средняя температура нагрева индикаторной части, соприкасающейся с кожей человека, не превышает 24 °С и безопасна для пациента. Предложена оптическая схема блока приема и передающего модуля. Оптическая модель модуля разработана в программе Zemax. Предложена оптическая схема

© Вострикова С.А., Погорелова К.О., Ширяев Д.С., Ткачева Е.В., Беляков Н.А., Ковач Я.Н., Андреев Ю.С., Смирнова И.Г., Кондратьева Е.А., 2022

блока приема и передающего модуля. Показано, что требуемая средняя оптическая мощность рабочей области спектра составляет 235 мкВт при наличии четырех инфракрасных светодиодов и фотодиодов, расположенных на расстоянии 1 м друг от друга. Рассмотрено описание рабочего макета устройства визуального отображения и передачи данных, включающего цифровой датчик пульса и уровня кислорода в крови, блок управления цветностью и обработки данных, устройство визуального отображения, блок передачи данных. Режимы работы светодиодов и их соответствие отклонению контролируемых параметров проверено специальной программой микроконтроллера. **Практическая значимость.** Внедрение разрабатываемой системы актуально при мониторинге состояния объекта наблюдения в случаях, когда применение радиочастотного диапазона ограничено, и важную роль играет устойчивость канала передачи данных к электромагнитным помехам.

#### Ключевые слова

система визуального отображения, беспроводная оптическая связь

#### Благодарности

Экспериментальное исследование выполнено в рамках гранта РФФИ 19-29-01066/2022. Авторы выражают благодарность Российскому научно-исследовательскому нейрохирургическому институту им. А.Л. Поленова (филиалу НМИЦ им В.А. Алмазова) за помощь и участие в формировании технического облика объекта визуального отображения.

**Ссылка для цитирования:** Вострикова С.А., Погорелова К.О., Ширяев Д.С., Ткачева Е.В., Беляков Н.А., Ковач Я.Н., Андреев Ю.С., Смирнова И.Г., Кондратьева Е.А. Система визуального отображения изменения физиологического состояния пациентов с хроническим нарушением сознания и передачи данных по беспроводной оптической связи // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2022. Т. 22, № 5. С. 951–961. doi: 10.17586/2226-1494-2022-22-5-951-961

## Visual display system of changes in physiological states for patients with chronic disorders and data transmission via optical wireless communication

Svetlana A. Vostrikova<sup>1</sup>✉, Kira O. Pogorelova<sup>2</sup>, Daniil S. Shiryayev<sup>3</sup>,  
Ekaterina V. Tkacheva<sup>4</sup>, Nikita A. Belyakov<sup>5</sup>, Yakov N. Kovach<sup>6</sup>, Yurii S. Andreev<sup>7</sup>,  
Irina G. Smirnova<sup>8</sup>, Ekaterina A. Kondratieva<sup>9</sup>

<sup>1,2,3,4,5,6,7,8</sup> ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

<sup>9</sup> Polenov Neurosurgical Institute (Branch of Almazov National Medical Research Centre), Saint Petersburg, 191014, Russian Federation

<sup>9</sup> The S.M. Kirov Military Medical Academy, Saint Petersburg, 194044, Russian Federation

<sup>9</sup> Federal Research and Clinical Center of Intensive Care Medicine and Rehabilitology, Moscow, 107031, Russian Federation

<sup>1</sup> svetlanadegtiareva@itmo.ru✉, <https://orcid.org/0000-0001-9539-8418>

<sup>2</sup> pogorelovakira@itmo.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4455-1117>

<sup>3</sup> dshiryayev@itmo.ru, <https://orcid.org/0000-0001-8612-0297>

<sup>4</sup> tkacheva@itmo.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2774-0423>

<sup>5</sup> belykovna@rambler.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1271-0195>

<sup>6</sup> j-n-kovach@itmo.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4858-4968>

<sup>7</sup> yura.andreev.98@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7806-8652>

<sup>8</sup> igsmirnova@itmo.ru, <https://orcid.org/0000-0001-8357-3987>

<sup>9</sup> eak2003@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4715-7585>

#### Abstract

A visual display system of changes in the physiological state of patients and their data transmission via optical wireless communication is presented. Existing methods such as bedside monitors do not provide the possibility of visual display of information near the object in conditions of high workload of personnel and allow transmitting data via an electric cable or remotely in the radio frequency range. Such disadvantages reduce the responsiveness of personnel and lead to numerous errors in the transmitted data. A remote operational monitoring system is more effective, providing data collection from sensors, display with minimal delay time and data transmission over an interference-free communication channel in the optical range. A simple and visual way of displaying information allows to quickly and accurately recognize critical situations. The proposed system has two channels. The first channel provides a visual representation of changes in the physiological state on the visual display device in the form of a bracelet. The second channel allows transmitting data about the deviation in the patient's condition via optical wireless communication in the infrared range of the spectrum for detailed display on a computer. The visual representation of changes in the physiological state is based on programmable change in the color of the LED indicators and on change in their operation modes. The block diagram and design of the visual display and data transmission system are presented. As part of the evaluation of the system operability, the heating of the visual display device in the COMSOL Multiphysics was evaluated. It is shown, that the average heating temperature of the indicator part in contact with human skin does not exceed 24 °C and is safe for the patient. The optical scheme of the receiving unit and the transmitting module is presented. The optical model of the module is presented in the Zemax program. It is shown, that the required average optical power of the working spectral region is 235 μW for the four infrared LEDs and four photodiodes located at a distance of 1 meter. A description of the working layout of a visual display and data transmission device is presented, including a digital pulse sensor and blood oxygen level, a color control and data processing unit, a visual display device, and a data transmission unit. The

LEDs operation modes and its compliance with the deviation of the controlled parameters were checked by a special microcontroller program of practical significance. The implementation of the developed system is relevant when monitoring the condition of the object of observation in cases where the use of the radio frequency range is limited and the stability of the data transmission channel to electromagnetic interference plays an important role.

#### Keywords

visual display system, optical wireless communication

#### Acknowledgements

The experiment study was carried out under the RFBR grant 19-29-01066/2022. The authors express their gratitude to Polenov Neurosurgical Institute for participation in the formation of the technical appearance for the visual display device.

**For citation:** Vostrikova S.A., Pogorelova K.O., Shiryayev D.S., Tkacheva E.V., Belyakov N.A., Kovach Y.N., Andreev Y.S., Smirnova I.G., Kondratieva E.A. Visual display system of changes in physiological states for patients with chronic disorders and data transmission via optical wireless communication. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2022, vol. 22, no. 5, pp. 951–961. doi: 10.17586/2226-1494-2022-22-5-951-961

## Введение

Хроническое нарушение сознания — клиническое состояние, развивающееся после комы в результате различных видов травм (черепно-мозговой травмы, инсульта, переохлаждения или перегрева). Характеризуется восстановлением бодрствования при полном или почти полном отсутствии признаков сознательного поведения. К хроническому нарушению сознания относятся вегетативное состояние и состояние минимального сознания, отличающиеся между собой отсутствием или наличием отчетливых признаков сознания, целенаправленного поведения и реакций на внешние стимулы [1]. Любое из этих видов нарушенного сознания представляет угрозы для жизни пациента и требует постоянного контроля основных показателей жизнедеятельности организма в реабилитационный период.

В отделениях реанимации и интенсивной терапии требуется непрерывный мониторинг физиологического состояния пациентов, т. е. сбор данных физиологических параметров за определенный промежуток времени в соответствии со стандартом минимального мониторинга проведения наркоза, реанимационных мероприятий и интенсивной терапии. Датчики, закрепленные на теле пациента, подключаются к прикроватному монитору для отображения данных на экране. Традиционный метод отображения имеет ряд недостатков. Например, на прикроватных мониторах по графикам, численным значениям и символам требуется время на анализ данных, но для быстрого принятия решений в критической ситуации важно интуитивно понятное отображение. Непрерывное наблюдение в стационарных условиях медицинским персоналом у монитора не представляется возможным в связи с большим количеством пациентов, участием в обходах, рабочих совещаниях. Отдельное внимание уделяется исследованию уровня шума сигналов тревоги, используемые в прикроватных мониторах в критических ситуациях. Для передачи сигналов тревоги используются акустические сигналы, если параметр жизненно важных показателей превышает заданный порог. В реальном клиническом применении это приводит к проблемам в виде таких сигналов, которые перестают своевременно интерпретироваться персоналом. Их громкость приводит к постоянному шумовому фону, сравнимого с шумом городской улицы, около 80 дБ, а в некоторых случаях и вовсе превышает

порог более чем на 30 дБ [2, 3]. Персонал утрачивает способность выделять действительно важные сигналы, либо реагирует на них с опозданием. Вопрос отключения сигнала тревоги противоречит медицинской этике. В результате можно сделать вывод, что проблема больничного шума не может быть решена, но в то же время звуковые сигналы на прикроватном мониторе не могут служить первостепенным индикатором изменения состояния пациента. В связи с этим возникает сдвиг от традиционных способов отображения состояния к оперативным системам удаленного мониторинга с небольшим временем задержки между считыванием и передачей данных, или между считыванием и визуальным отображением критической ситуации. В отделениях реанимации и интенсивной терапии скорость передачи данных о пациентах может влиять напрямую на скорость принятия решений.

В настоящее время реализуются беспроводные системы мониторинга пациентов на основе Wi-Fi и протокола Zigbee, примеры систем рассмотрены в работах [4–7]. Отмечено, что беспроводные технологии передачи данных в радиочастотном диапазоне приводят к ограничениям и снижению точности данных, вызванным чувствительностью устройств мониторинга к электромагнитным помехам. Помехи от мобильных телефонов и компьютеров также могут блокировать сигналы от оборудования мониторинга [8]. Передача данных через светодиоды в отделениях медицинского назначения решает данную проблему. В 2015 году ученые продемонстрировали передачу неискаженного сигнала электроэнцефалограммы на расстоянии 50 см и измерили скорость передачи данных 10 Гбит/с [9]. В 2019 году беспроводная оптическая связь в видимом диапазоне представлена как безопасная связь при воздействии излучения на новорожденных с низкой иммунной системой [10].

За последние 5 лет проведены исследования в области устройств медицинского мониторинга, которые стали более разнообразными. Ученые из Швейцарии и Италии рассмотрели систему MindBEAGLE в виде электроэнцефалографической шапки как средства оценки и метода общения с пациентами [11]. Разработаны носимые устройства для реабилитации<sup>1</sup> и восстановле-

<sup>1</sup> BrainWatch Tech [Электронный ресурс]. URL: <https://www.brainwatch.tech/> (дата обращения: 29.03.2022).

ния мышечной активности<sup>1</sup>, устройства на основе электронного текстиля [12–14], и системы, описывающие основные параметры жизнедеятельности организма [15, 16]. Несмотря на практическую значимость описанных устройств и систем, они не предназначены для отображения состояния пациента.

Таким образом, возникает задача ускорения принятия решений и помехоустойчивой передачи данных с помощью понятной визуализации изменения физиологического состояния пациента для мгновенного, однозначного и безошибочного считывания медицинским персоналом. Необходима разработка беспроводного высокоскоростного защищенного канала связи в оптическом диапазоне, что позволит добиться отсутствия электромагнитных помех по сравнению с уже используемыми технологиями.

Цель работы — разработка системы визуального отображения изменения физиологического состояния пациентов с хроническим нарушением сознания с возможностью передачи данных по технологии беспроводной оптической связи.

### Описание системы визуального отображения и передачи данных

Разрабатываемая система предназначена для мониторинга изменения физиологического состояния пациентов с хроническим нарушением сознания и передачи данных о его ухудшении по технологии беспроводной оптической связи. Система осуществляет сбор и обработку полученных физиологических параметров, а также отображение изменения состояния пациентов посредством изменения цветности излучения светодиодов на устройстве визуального отображения. При изменении физиологического состояния пациента медицинский персонал должен получить визуально и удаленно информацию о больных, не находясь в непосредственной близости к пациенту.

Обоснование измеряемых сигналов и диапазоны нормальных значений рассмотрены в работе [17].

На рис. 1 представлена структурная схема системы визуального отображения и передачи данных с использованием одного датчика.

Блок-схема системы показана на рис. 2.

Медицинские датчики подключены по шине I2C к микроконтроллеру Блока управления цветностью и обработки данных: датчики температуры и пульсоксиметрии. Датчик пульсоксиметрии отвечает за два параметра: насыщение артериальной крови кислородом и частоту пульса. Параметры сравниваются в Микроконтроллере с диапазоном нормальных значений и в зависимости от состояния пациента (выше или ниже границы нормальных значений, состояние в норме) представляются на Устройстве визуального отображения в виде цветových координат RGB и заданных режимов работы светодиодов для каждого параметра. Для осуществления функции визуального отображения изменений физиологического состояния пациентов

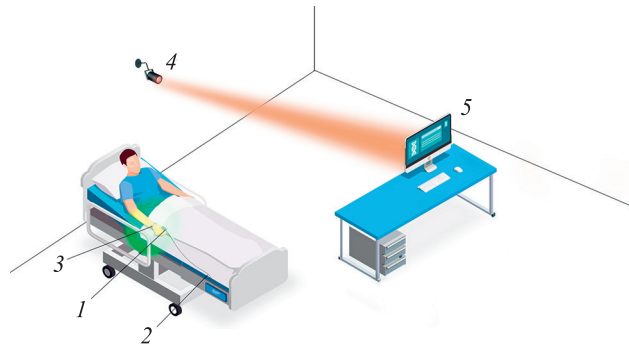


Рис. 1. Структура системы визуального отображения и передачи данных:

1 — медицинский датчик; 2 — блок управления цветностью и обработки данных; 3 — устройство визуального отображения; 4 — блок передачи данных; 5 — блок приема данных

Fig. 1. Structure of visual display and data transmission system, where 1 — medical sensor, 2 — color control and data processing module, 3 — visual display device, 4 — data transmission module, 5 — data receiving module

используется браслет, располагаемый на запястье пациента (подробное описание устройства представлено в разделе «Расчет основных элементов системы»). В случае отклонения значения состояния пациента от нормы сигнал тревоги с Микроконтроллера передается на Блок передачи данных, где формируются пакеты данных, которые отправляются по беспроводному каналу связи с помощью матрицы инфракрасных (ИК) светодиодов  $2 \times 2$  на Блок приема данных в виде оптического информационного сигнала. Сигнал в фотоприемном модуле поступает на Усилитель, преобразовывающий фототок светодиодов в напряжение информационного сигнала. Сигнал на выходе Усилителя — инвертированный. Далее сигнал от светодиодов после Усилителя направляется на Сумматор, чтобы суммировать сигнал, а также компенсировать инверсию Усилителя. На выходе Сумматора находится фильтр высоких частот (ФВЧ) для исключения постоянной составляющей сигнала, а также фильтр низких частот (ФНЧ) для подавления в сигнале гармоник высокого порядка. Далее сигнал поступает на аналогово-цифровой преобразователь Микроконтроллера, после чего расшифрованные передаваемые данные от Блока приема данных с помощью преобразователя UART интерфейса в USB поступают на персональный компьютер или сервер. Отметим, что Устройство визуального отображения и Блок передачи данных реализуются отдельно. Блок передачи данных по беспроводному оптическому каналу связи предназначен для считывания данных в стационарных условиях наблюдения за пациентами. Устройство визуального отображения на основе браслета предназначено для оперативного мониторинга изменения состояния. К устройству предъявляются следующие требования: локальное размещение на теле пациента для минимального теплового воздействия, время начала визуального отображения после обнаружения изменения состояния пациента не более 5 секунд, суммарное время передачи пакета данных не более 2 секунд. Установленные значения соответствуют требованиям отделения реанимации

<sup>1</sup> TeslaSuit [Электронный ресурс]. URL: <https://teslasuit.io/> (дата обращения: 24.03.2022).

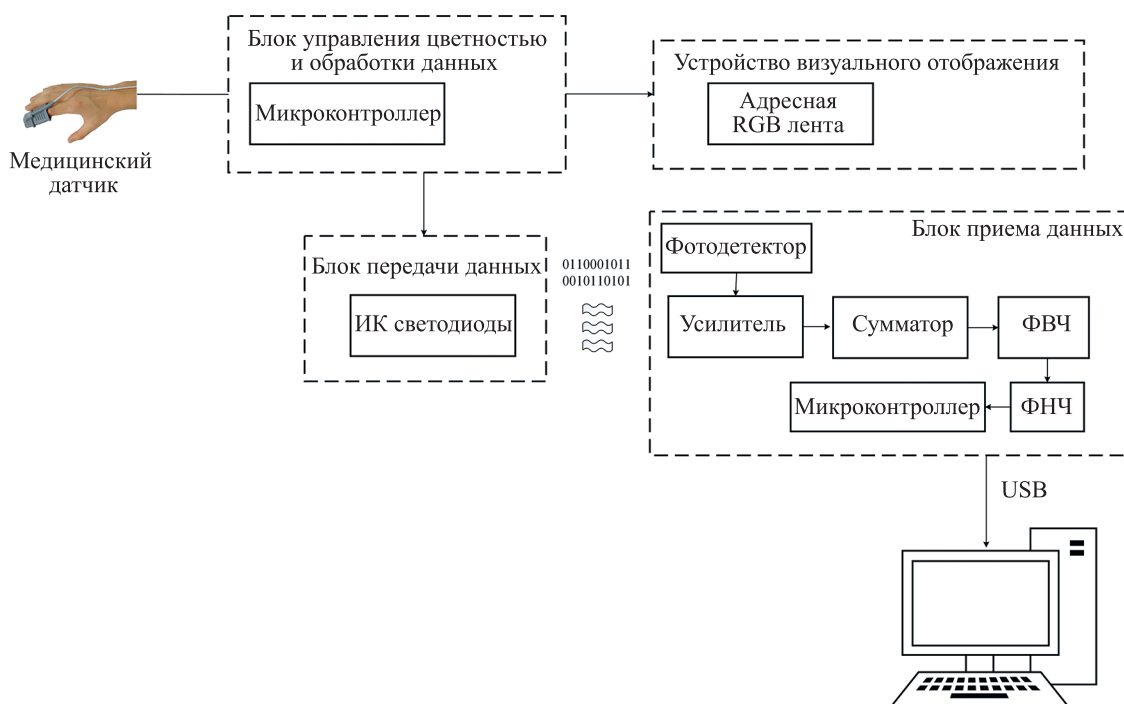


Рис. 2. Блок-схема системы визуального отображения и передачи данных

Fig. 2. Diagram of the visual display and data transmission system

и интенсивной терапии РНХИ им. А.Л. Поленова и обеспечат своевременное распознавание критических ситуаций.

Способ передачи данных реализуется следующим образом. Исходные 32 бита хранят в себе значения насыщения крови кислородом, температуры и частоты пульса. После их кодирования с помощью кода Хэмминга и Манчестерского кодирования получается выходной пакет размером 84 бита. Данный пакет передается с помощью амплитудной модуляции (On-off keying). Блок передачи данных включает матрицу ИК светодиодов для передачи логической единицы и выключает для передачи логического нуля на определенное время в зависимости от используемой частоты передачи данных. В зависимости от сигнала на Фотодетекторе, расположенном в Блоке приема данных, алгоритм восстанавливает отправленную последовательность и декодирует в исходную, т. е. в передаваемые данные. Подробное описание выбора формата пакета данных, схемы модуляции и выбора параметров передачи данных с последующей оценкой результатов будет рассмотрено авторами настоящей работы в последующих исследованиях.

Приведем примеры сценариев изменения цветности излучения светодиодов и их расшифровку (рис. 3). За основу возьмем цифровые значения, полученные с датчиков, которые сводятся к координатам цветности. Цвет дает представление о типе отклонения: при выходе значений за пределы нижней границы цветности светодиоды излучают в диапазоне холодных цветов, за пределы верхней границы — теплых цветов. Режим работы светодиодов дает представление о том, какой параметр отклоняется, при этом имитируется физиологическая реакция организма (частота пульса — медленная или

быстрая частота мигания светодиодов, температура тела — изменение интенсивности излучения светодиодов, насыщение крови кислородом — последовательное включение светодиодов). Таким образом, изменение цветности и режим работы светодиодов представляет двухфакторный способ задания физиологического состояния пациента. Данный способ предотвращает ложное понимание отклонений.

Светодиодная лента задает базис в цветовом пространстве в виде треугольника (рис. 4), который ограничивает гамму цветов в следующих координатах:  $x = 0,7; y = 0,29; x = 0,16; y = 0,71; x = 0,13; y = 0,69$ . Выбранные цвета задаются программой на Микроконтроллере и являются оптимальными по энергопотреблению и эргономике. Спектр излучения светодиодов и координаты цветности для каждого режима работы были измерены спектрометром UPRTek MK305. Координаты цветности представлены на цветовом пространстве CIE 1931 и определены в соответствии с удаленными друг от друга центрами эллипсов Мак Адама. Согласно данному подходу, для понятного восприятия и однозначного различения наблюдателем оттенков цветов при изменении цветности излучения необходимо, чтобы координаты цветности излучения светодиодов находились как можно дальше друг от друга. В этом случае цветности для каждого измеряемого параметра будут различимы и дадут безошибочное представление о типе и характере отклонения.

#### Расчет основных элементов системы

Поскольку в разработке носимого устройства визуального отображения использованы светодиодные ленты, необходимо убедиться, что он будет безопасен

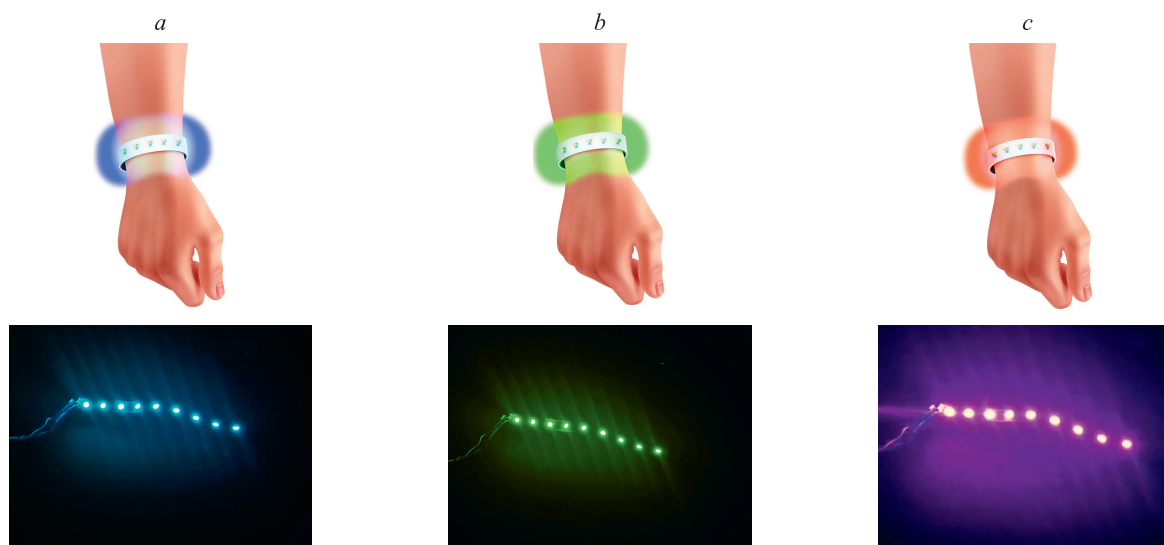


Рис. 3. Примеры сценариев изменения цветности излучения светодиодов на объекте визуального отображения данных для параметров: за пределами нижней границы значений (a); в норме (b); за пределами верхней границы значений (c)  
 Fig. 3. Scenarios of light-emitting diodes on the visual display device: the values are below the normal range (a), the values are in the normal range (b), the values are above normal range (c)

для пациента. Устройство на основе светодиодных элементов в процессе работы выделяет некоторое количество теплоты, которое зависит от мощности и типа конструкции. Допустимый нагрев тканей человеческого

организма не должен превышать 43 °С [18]. Кроме светодиодных лент, значительные изменения в тепловое распределение вносит используемый материал браслета, который является границей между кожей пациента и светодиодной лентой.

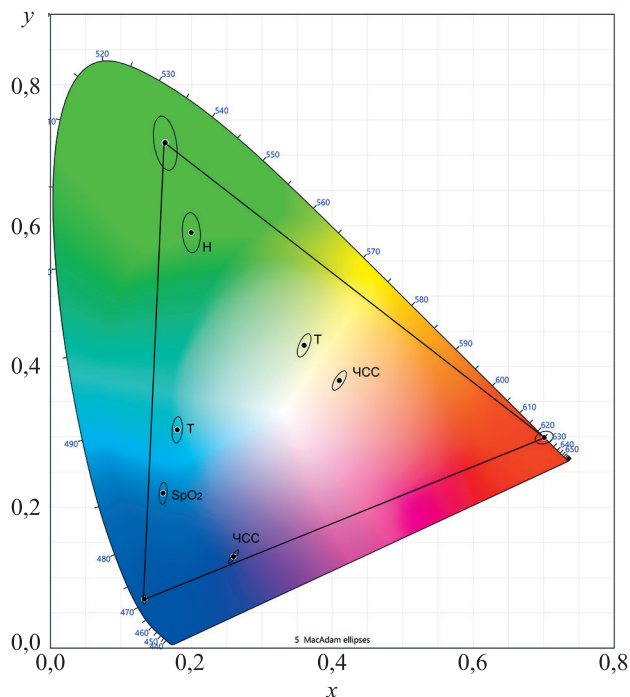


Рис. 4. Цветовое пространство с эллипсами Мак Адама, соответствующими цветовым координатам.  
 T — температура тела; SpO<sub>2</sub> — насыщение крови кислородом;  
 ЧСС — частота сердечных сокращений;  
 H — нормальное состояние  
 Fig. 4. Color space with Mac Adam ellipses corresponding to color coordinates.  
 T — body temperature, SpO<sub>2</sub> — oxygen saturation, ЧСС — heart rate, H — normal state

Для предварительной оценки величины нагрева проведено моделирование системы в программном пакете COMSOL Multiphysics. В устройстве визуального отображения использована светодиодная лента со светодиодами типоразмера 5050, с плотностью светодиодов 60 шт/м. В расчете учтено значение тепловой мощности светодиодных лент, однако определить его однозначно невозможно, так как при изменении спектра излучения, изменится и соотношение полезной и тепловой мощности. Потому при моделировании примем среднее для светодиодных лент значение КПД 70 %, при котором значение тепловой мощности будет составлять 12,6 Вт/м. В состав устройства визуального отображения входит силиконовый браслет длиной 21 см. Для браслета такой длины используем ленту длиной 13 см. Выбор материала обусловлен основными требованиями: гибкость (возможность изменения формы браслета для размещения устройства визуального отображения на запястьях различных диаметров); прочность (устойчивость к механическим и вибрационным нагрузкам, прочность на разрыв); сниженный риск аллергической реакции (не должен вызывать раздражений на коже при длительном использовании, силикон является гипоаллергенным материалом и может быть использован людьми, страдающими сахарным диабетом и другими заболеваниями); простота в изготовлении (простота технологии производства браслетов, не требующей применения сложных технологических операций с применением нескольких единиц оборудования).

После создания геометрической модели зададим для каждого компонента материал и необходимые граничные условия.

Основные граничные условия для модели, приближенной к реальной среде, в пакете COMSOL Multiphysics:

- температура окружающей среды  $T_{\text{ext}} = 24\text{ }^\circ\text{C}$ ;
- граничный источник тепла — тепловая мощность светодиодов  $P_0 = 0,72\text{ Вт}$ , заданная для тонкого слоя рабочей области каждого светодиода;
- поток тепла — теплопередача от верхней и нижней границ системы в соответствии с законом Ньютона-Рихмана

$$q_0 = h(T_{\text{ext}} - T),$$

где  $h = 25\text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$  — коэффициент теплоотдачи;  $q_0$  — удельный тепловой поток, Вт;  $T$  — температура поверхности,  $^\circ\text{C}$ .

Результат в виде температурного поля и значения максимальной температуры на нижней поверхности устройства, контактирующей с телом человека, представлен на рис. 5. При моделировании решалась стационарная задача теплопроводности.

Полученные значения максимальной температуры на нижнем слое устройства попадают в безопасный для человеческого организма диапазон. Отметим, что предложенная система является финальным техническим решением, ранние результаты по моделированию теплового распределения рассмотрены в работе [17], где устройство визуального отображения было также выполнено на основе аналогичной RGB светодиодной ленты в виде одеяла. Предлагаемое устройство отличается типом и свойствами материала, простотой конструкции. Характер теплового распределения незначительно отличается от результатов предыдущей работы.

Финальное устройство согласовано с руководителем группы изучения минимального сознания при РНХИ им. А.Л. Поленова, с которым ведется сотрудничество.

Для подтверждения необходимости использования вторичной оптики в предлагаемой конструкции оптической схемы Блока передачи данных выполнено оптическое моделирование в программном комплексе Zemax. Модели светодиода и фотоприемника импортированы из Компаса-3D в Zemax. В качестве источника и приемника оптического излучения ближнего ИК диапазона выбраны светодиод ARPL-1W-EPL38 в диапазоне длин волн 930–940 нм и кремниевый фотодиод FDS100 фирмы Thorlabs, который обладает необходимой спектральной чувствительностью в соответствии с выбранными ИК светодиодами. На рассматриваемых фотодиодах установлена собирающая линза LA1576 компании Thorlabs, что учтено при построении оптической схемы. Начальная рассматриваемая оптическая система представлена на рис. 6, которая состоит из матрицы ИК светодиодов и фотодиодов  $2 \times 2$ .

В качестве источника излучения задан объект «Source Radial», которому присвоены характеристики, указанные в спецификации светодиода: оптическая мощность светодиода 65 мВт и диаграмма направленности, соответствующая глубокому типу кривой силы света с углом раскрытия светового потока  $60^\circ$ , а также длина волны 940 нм. В качестве квадратного кристалла ИК фотодиода использован объект «Detector Rectangle» с размером стороны 3,6 мм и количеством пикселей  $1000 \times 1000$ . Для линзы LA1576 использован материал N-BK7.

При начальном расстоянии между массивами светодиодов и фотодиодов 100 мм среднее значение опти-

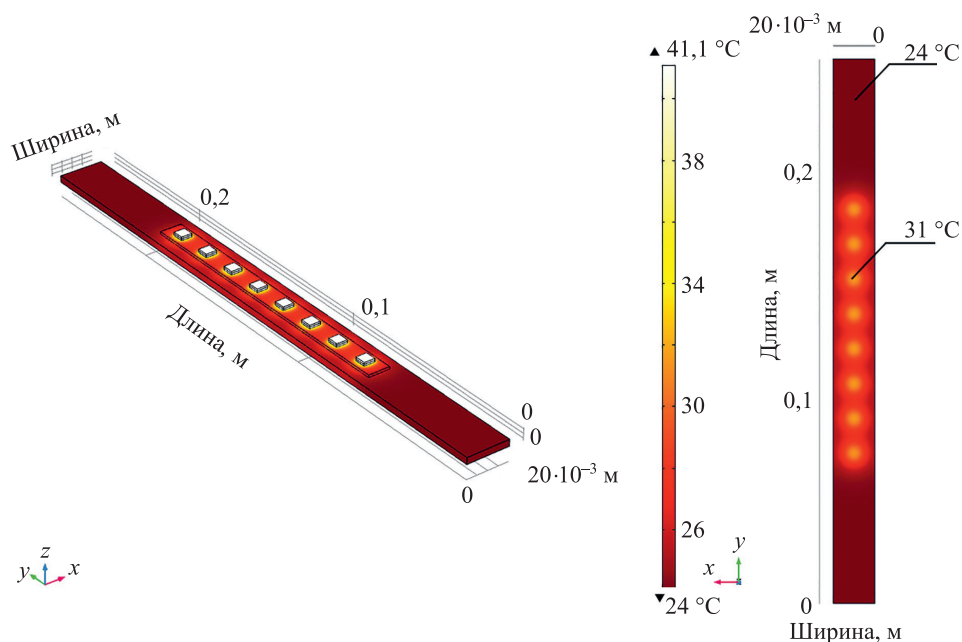


Рис. 5. Распределение температуры по поверхности устройства визуального отображения: на верхнем (а) и нижнем (б) слоях. 31  $^\circ\text{C}$  и 24  $^\circ\text{C}$  — максимальные значения температуры на нижнем слое;  $20 \cdot 10^{-3}\text{ м}$  — координата по оси  $z$

Fig. 5. Temperature distribution over the surface of the visual display device: on the top layer (a), on the bottom layer (b). 31  $^\circ\text{C}$  and 24  $^\circ\text{C}$  are the maximum temperature on the bottom layers,  $20 \cdot 10^{-3}$  is coordinate along the  $z$  axis

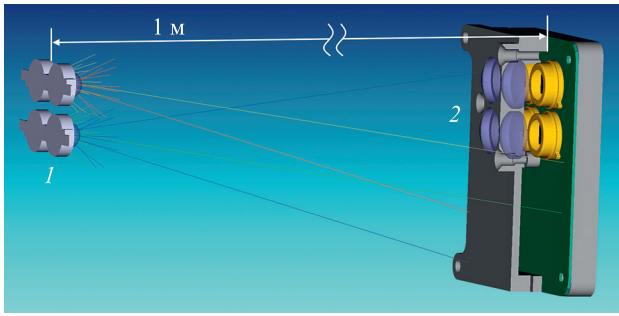


Рис. 6. Оптическая система приемопередатчика системы.  
1 — матрица инфракрасных светодиодов; 2 — фотодиоды 2 × 2

Fig. 6. Optical system between receiver and transmitter  
1 — matrix of IR LED, 2 — 2 × 2 photodiodes

ческой мощности, приходящей на фоточувствительную область фотодиода, составило 0,7 мВт. Отметим, что при последующем увеличении между источниками и приемниками излучения до 1 м излучение практически не достигает плоскостей детекторов. Так, при количестве расчетных лучей, равном 10 млн, плоскости каждого детектора достигает порядка 2,2 тыс. лучей.

В результате моделирования заметим, что для осуществления работы разрабатываемой системы требуется применение дополнительного оптического элемента, в качестве которого предложено использовать вторичную оптику для светодиодов.

При помощи алгоритма встроенной оптимизации Zemax (метод Левенберга–Марквардта) найдем требуемое фокусное расстояние параксиальной линзы, которое позволит значительно увеличить освещенность поверхности фотодиода FDS100. Поиск оптимального фокусного расстояния и расстояния между линзой и фокусирующей линзой вторичной оптики произведем методом оптимизации «Градиентный спуск». Выполним данным методом расчет значения оценочной функции:

$$MF^2 = \frac{\sum W_i (V_i - T_i)^2}{\sum W_i},$$

где  $W_i$  — абсолютное значение веса операнда;  $V_i$  и  $T_i$  — текущее и необходимое значения операнда.

В процессе оптимизации для операнда NSTR (Non-Sequential trace), который обращается к полной освещенности исследуемого фотодетектора, произведен итерационный расчет  $MF^2$  при различных расстояниях между светодиодом и фокусирующей линзой. В результате найдем положение элементов, обеспечивающее максимальную освещенность чувствительной области фотодиода. Для случая оптимизации с одним операндом значение веса  $W = 1$  значение  $T$  — полная оптическая мощность массива светодиодов — 260 мВт, когда текущее значение  $V$  рассчитывается при запуске оптимизации. Исходя из построения численной задачи возможно гарантировать, что у оценочной функции будет единственный максимум, который найдем в результате оптимизации. Таким образом, сходимость метода градиентного спуска гарантирована.

Использование предлагаемой по результатам численной оптимизации вторичной оптики позволит по-

лучить среднюю оптическую мощность на фоточувствительной области равную 235 мкВт (рис. 7), что достаточно для реализации системы. Флуктуации в распределении освещенности возможно связать со случайным характером численного моделирования, а увеличение освещенности по окружности — со сферической абберацией.

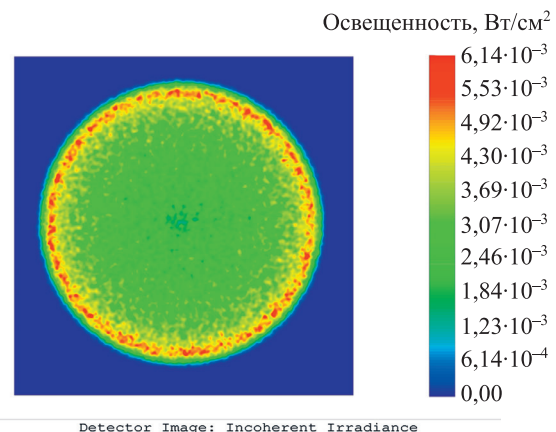
Выполним аналогичные исследования для системы с единственным светодиодом и фотодиодом. Получим уменьшенное значение оптической мощности, которое объясняется тем, что в системе, рассмотренной ранее, на фотодиод в меньшей степени, попадают лучи от светодиода, расположенного соосно. Это происходит, если в настоящей системе существует излучение лишь от светодиода, расположенного соосно. Результатом численного моделирования соответствует оптическая мощность, равная 122 мкВт. Около половины приходящего на ИК фотодиод излучения относится к соосному светодиоду, а значит, при сборке системы требуется монтаж передающего и приемного модулей с высокой точностью.

Выполним расчет фототока, появившегося при поглощении оптической мощности на каждом из четырех фотодиодов. В результате получим, что при фоточувствительности, равной 0,61 А/Вт, получаемый фототок на одном фотодиоде составил 143,4 мкА. В оптической системе, где используется одиночные источник и приемник излучения, результирующий фототок — 74,4 мкА.

При протекании получаемого фототока  $I_{ph}$  через резистор с сопротивлением  $R$  рассчитаем падение напряжения:

$$U = I_{ph}R.$$

Таким образом, в системе, где использован одиночный фотодиод, падение напряжения на одном резисторе сопротивлением 5 кОм составит 372 мВ, а для системы,



28.04.2022  
Detector 29, NSCG Surface 1:  
Size 3.600 W X 3.600 H Millimeters, Pixels 1000 W X 1000 H, Total Hits = 361047  
Peak Irradiance : 6.1441E-003 Watts/cm^2  
Total Power : 2.3468E-004 Watts

Рис. 7. Распределение освещенности активной области фотодиода FDS100

Fig. 7. Illumination distribution of the active area of the photodiode FDS100



с расположенными в матрице фотодиодами, падение напряжения — 717 мВ.

### Макет системы визуального отображения и передачи данных

На рис. 8 представлен макет системы визуального отображения и передачи данных. Макет состоит из цифрового датчика пульса и уровня  $SpO_2$  MAX30102, блока управления цветностью и обработки данных, блока визуального отображения, блока передачи данных из матрицы ИК светодиодов и фотоприемного модуля. Блок управления цветностью и обработки данных представлен в виде корпуса с креплениями на горизонтальной поверхности, циркуляционными отверстиями для обеспечения эффективной конвекции и платы, основным компонентом которой является микроконтроллер STM32H7. Крепление основания и печатной платы устройства осуществлено с помощью винтов М3, а доступность печатной платы — в крышке, посаженной на винты с плоской головкой резьбой М3. Линейный стабилизатор выбран согласно питанию для микроконтроллера равное 3,3 В — модель LM1084IT-3.3/NOPB Texas Instruments в корпусе TO-220. Корпус для макета выполнен из пластмассы. В качестве драйвера ключа верхнего уровня в блоке передачи данных использована схема IR2110PBF.

С пульсоксиметра в цифровом виде считываются данные о пульсе и кислороде пациента, изменения отображаются на светодиодной ленте устройства визуального отображения. Проверка соответствия режима работы светодиодов с типом отклоняемых параметров осуществляется путем задания цифровых значений частоты в программе микроконтроллера. Для пониженного значения частоты пульса принята частота мигания светодиодов 2 Гц. Для различимости наблюдателем, для значений выше границы нормальных значений, частота мигания была задана в два раза больше 4 Гц.

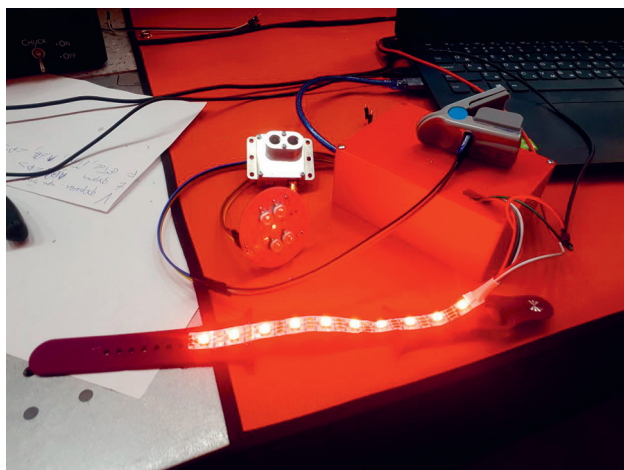


Рис. 8. Макет системы  
Fig. 8. System layout

### Заключение

Проведена предварительная оценка нагрева устройства визуального отображения, пороговое значение которого не превышает допустимый порог. Подтверждена безопасность устройства при контакте с кожей пациента. При эксплуатации системы температуру устройства визуального отображения можно снизить, изменяя электрическую мощность светодиодных лент для получения оптимального соотношения светового потока и выделяемой тепловой мощности. Отметим, что электрическая мощность будет минимальна благодаря импульсному сценарию отображения на устройстве визуального отображения, таким образом тепловой нагрев будет минимальным.

Проведен расчет основных элементов системы. На основе оптического моделирования выбрана конструкция приемопередающего модуля и показана необходимость использования вторичной оптики инфракрасных светодиодов. Оптимальное значение фокусного расстояния для системы с матрицами оптоэлектронных компонентов составило 9,8 мм при диаметре апертуры линзы 12 мм; для системы с одиночными компонентами — 10,8 мм с диаметром апертуры фокусирующей линзы 20 мм. Решение задачи увеличения оптической мощности, падающей на фоточувствительный элемент в системе, обуславливает актуальность настоящей работы и позволяет повысить стабильность и уменьшить PER (Packet Error Rate, пакетные ошибки) разрабатываемой системы передачи данных. Результаты работы позволили сформулировать рекомендации для систем передачи данных, основанных на инфракрасных светодиодах и применяемых для передачи данных на расстоянии до 5 м. Одно из возможных решений для сохранения достаточного уровня мощности оптического сигнала — подбор светодиодов с меньшими углами раскрытия светового потока.

Создан макет и проведено тестирование отображения на примере сигнала с пульсоксиметра. Отметим, что микроконтроллер должен уметь работать с непрерывным потоком данных, безошибочно определяя состояние пациента и сравнивая с диапазоном нормальных значений. Для этого требуется добавить аппаратные прерывания — сигналы, по приходу которых выполнение программы останавливается и запускается функция обработки прерывания. Такой метод позволит микроконтроллеру работать с наибольшей скоростью и точностью, позволяя безошибочно передавать данные через инфракрасную светодиодную матрицу на приемник, а также визуализировать данные с помощью предустановленных режимов работы адресной светодиодной ленты.

Представленная система визуального отображения позволяет определять несколько параметров, отображающих физиологическое состояние пациента: частота сердечных сокращений, насыщение крови кислородом и температура тела. В системе использована технология беспроводной передачи данных (Optical Wireless Communication) с применением инфракрасных светодиодов.

## Литература

## References

- Бакулин И.С., Кремнева Е.И., Кузнецов А.В. и др. Хронические нарушения сознания / под ред. академика РАН М.А. Пирадова. М.: Горячая линия-Телеком, 2020. С. 1–12.
- Balogh D., Kittinger E., Benzer A., Hackl J. Noise in the ICU // *Intensive Care Medicine*. 1993. V. 19. N 6. P. 343–346. <https://doi.org/10.1007/BF01694709>
- Busch-Vishniac I., West J., Barnhill C., Hunter T., Orellana D., Chivukula R. Noise levels in Johns Hopkins Hospital // *Journal of the Acoustical Society of America*. 2005. V. 118. N 6. P. 3629–45. <https://doi.org/10.1121/1.2118327>
- Chakole M., Jibhkate R., Choudhari A., Gawali S., Tule P. A healthcare monitoring system using wifi module // *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*. 2017. V. 4. N 3. P. 1413–1417.
- Еременко А.А., Ростунова Н.В., Будагян С.А., Курносков А.В. Персональная телемедицинская система «Оберег» для дистанционного мониторинга пациентов // *Вестник анестезиологии и реаниматологии*. 2020. Т. 17. № 5. С. 87–94. <https://doi.org/10.21292/2078-5658-2020-17-5-87-94>
- Malika, Charu Rana. An indoor wireless Zigbee based patient monitoring system for hospitals // *International Journal of Engineering Sciences Research-IJESR*. 2013. V. 4. N 2. P. 792–795.
- Navya K., Murthy M.B.R. A Zigbee based patient health monitoring system // *International Journal of Engineering Research and Applications*. 2013. V. 3. N 5. P. 483–486.
- Mariappan P., Raghavan D., Abdel Aleem S., Zobaa A. Effects of electromagnetic interference on the functional usage of medical equipment by 2G/3G/4G cellular phones: A review // *Journal of Advanced Research*. 2016. V. 7. N 5. P. 727–38. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2016.04.004>
- Dhatchayeny D., Sewaiwar A., Tiwari S., Chung Y. Experimental biomedical EEG signal transmission using VLC // *IEEE Sensors Journal*. 2015. V. 15. N 10. P. 5386–5387. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2453200>
- Ali H., Ibtahaj Ahmad M.I., Malik A. Li-Fi based health monitoring system for infants // *Proc. of the 2<sup>nd</sup> International Conference on Communication, Computing and Digital Systems (C-CODE)*. 2019. P. 69–72. <https://doi.org/10.1109/C-CODE.2019.8681012>
- Guger C., Allison B., Kammerhofer A., Guttmann F., Von Oertzen T.J., Spataro R., La Bella V., Annen J., Laureys S., Heilinger A., Ortner R., Cho W. MindBEAGLE — A new system for the assessment and communication with patients with disorders of consciousness and complete locked-in syndrom // *Proc. of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. P. 3008–3013. <https://doi.org/10.1109/SMC.2017.8123086>
- Wilhelm F.H., Roth W.T., Sackner M.A. The LifeShirt: An advanced system for ambulatory measurement of respiratory and cardiac function // *Behavior Modification*. 2003. V. 27. N 5. P. 671–691. <https://doi.org/10.1177/0145445503256321>
- Zhang Y., Poon C.C.Y., Chan C., Tsang M.W.W., Wu K. A health-shirt using e-textile materials for the continuous and cuffless monitoring of arterial blood pressure // *Proc. of the 3<sup>rd</sup> IEEE-EMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors (ISS-MDBS)*. 2006. P. 86–89. <https://doi.org/10.1109/ISSMDBS.2006.360104>
- Chan C.H., Zhang Y.T. Continuous and long-term arterial blood pressure monitoring by using h-Shirt // *Proc. of the 5<sup>th</sup> International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine*. 2008. P. 267–269. <https://doi.org/10.1109/ITAB.2008.4570615>
- Lee B.-Ch., Kim J.Y., Choi S.H., Yoon Y.H. Use of an external-cooling device for the treatment of heat stroke // *Clinical and Experimental Emergency Medicine*. 2014. V. 1. P. 62–64. <https://doi.org/10.15441/ceem.14.004>
- Gogate U., Bakal J. Healthcare monitoring system based on wireless sensor network for cardiac patients // *Biomedical and Pharmacology Journal*. 2018. V. 11. N 3. P. 1681–1688. <https://doi.org/10.13005/bpj/1537>
- Вострикова С.А., Погорелова К.О., Ширяев Д.С., Полухин И.С., Андреев Ю.С., Смирнова И.Г., Кондратьева Е.А., Бугров В.Е. Система визуального отображения изменения физиологического состояния пациентов с хроническим нарушением сознания // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2022. Т. 22. № 2. С. 401–409. <https://doi.org/10.17586/2226-1494-2022-22-2-401-409>
- Bakulin I.S., Kremneva E.I., Kuznetsov A.V. et al. *Chronic Disorders of Consciousness*. Ed. by M.A. Piradov. Moscow, Gorjachaja linija-Telekom Publ., 2020, pp. 1–12. (in Russian)
- Balogh D., Kittinger E., Benzer A., Hackl J. Noise in the ICU. *Intensive Care Medicine*, 1993, vol. 19, no. 6, pp. 343–346. <https://doi.org/10.1007/BF01694709>
- Busch-Vishniac I., West J., Barnhill C., Hunter T., Orellana D., Chivukula R. Noise levels in Johns Hopkins Hospital. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2005, vol. 118, no. 6, pp. 3629–45. <https://doi.org/10.1121/1.2118327>
- Chakole M., Jibhkate R., Choudhari A., Gawali S., Tule P. A healthcare monitoring system using wifi module. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*, 2017, vol. 4, no. 3, pp. 1413–1417.
- Eremenko A.A., Rostunova N.V., Budagyan S.A., Kurnosov A.V. The personalized telemedical system of Obereg for remote patient's monitoring. *Messenger of Anesthesiology and Resuscitation*, 2020, vol. 17, no. 5, pp. 87–94. (in Russian). <https://doi.org/10.21292/2078-5658-2020-17-5-87-94>
- Malika, Charu Rana. An indoor wireless Zigbee based patient monitoring system for hospitals. *International Journal of Engineering Sciences Research-IJESR*, 2013, vol. 4, no. 2, pp. 792–795.
- Navya K., Murthy M.B.R. A Zigbee based patient health monitoring system. *International Journal of Engineering Research and Applications*, 2013, vol. 3, no. 5, pp. 483–486.
- Mariappan P., Raghavan D., Abdel Aleem S., Zobaa A. Effects of electromagnetic interference on the functional usage of medical equipment by 2G/3G/4G cellular phones: A review. *Journal of Advanced Research*, 2016, vol. 7, no. 5, pp. 727–38. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2016.04.004>
- Dhatchayeny D., Sewaiwar A., Tiwari S., Chung Y. Experimental biomedical EEG signal transmission using VLC. *IEEE Sensors Journal*, 2015, vol. 15, no. 10, pp. 5386–5387. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2453200>
- Ali H., Ibtahaj Ahmad M.I., Malik A. Li-Fi based health monitoring system for infants. *Proc. of the 2<sup>nd</sup> International Conference on Communication, Computing and Digital Systems (C-CODE)*, 2019, pp. 69–72. <https://doi.org/10.1109/C-CODE.2019.8681012>
- Guger C., Allison B., Kammerhofer A., Guttmann F., Von Oertzen T.J., Spataro R., La Bella V., Annen J., Laureys S., Heilinger A., Ortner R., Cho W. MindBEAGLE — A new system for the assessment and communication with patients with disorders of consciousness and complete locked-in syndrom. *Proc. of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pp. 3008–3013. <https://doi.org/10.1109/SMC.2017.8123086>
- Wilhelm F.H., Roth W.T., Sackner M.A. The LifeShirt: An advanced system for ambulatory measurement of respiratory and cardiac function. *Behavior Modification*, 2003, vol. 27, no. 5, pp. 671–691. <https://doi.org/10.1177/0145445503256321>
- Zhang Y., Poon C.C.Y., Chan C., Tsang M.W.W., Wu K. A health-shirt using e-textile materials for the continuous and cuffless monitoring of arterial blood pressure. *Proc. of the 3<sup>rd</sup> IEEE-EMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors (ISS-MDBS)*, 2006, pp. 86–89. <https://doi.org/10.1109/ISSMDBS.2006.360104>
- Chan C.H., Zhang Y.T. Continuous and long-term arterial blood pressure monitoring by using h-Shirt. *Proc. of the 5<sup>th</sup> International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine*, 2008, pp. 267–269. <https://doi.org/10.1109/ITAB.2008.4570615>
- Lee B.-Ch., Kim J.Y., Choi S.H., Yoon Y.H. Use of an external-cooling device for the treatment of heat stroke. *Clinical and Experimental Emergency Medicine*, 2014, vol. 1, pp. 62–64. <https://doi.org/10.15441/ceem.14.004>
- Gogate U., Bakal J. Healthcare monitoring system based on wireless sensor network for cardiac patients. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 2018, vol. 11, no. 3, pp. 1681–1688. <https://doi.org/10.13005/bpj/1537>
- Vostrikova S.A., Pogorelova K.O., Shiryayev D.S., Polukhin I.S., Andreev Y.S., Smirnova I.G., Kondratyeva E.A., Bougrov V.E. Visual display system of changes in physiological state for patients with chronic disorders. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2022, vol. 22, no. 2, pp. 401–409. (in Russian). <https://doi.org/10.17586/2226-1494-2022-22-2-401-409>

18. Lovik R.D., Abraham J.P., Sparrow E.M. Surrogate human tissue temperatures resulting from misalignment of antenna and implant during recharging of a neuromodulation device // *Neuromodulation*. 2011. V. 14. N 6. P. 501–511. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1403.2011.00396.x>

Lovik R.D., Abraham J.P., Sparrow E.M. Surrogate human tissue temperatures resulting from misalignment of antenna and implant during recharging of a neuromodulation device. *Neuromodulation*, 2011, vol. 14, no. 6, pp. 501–511. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1403.2011.00396.x>

### Авторы

**Вострикова Светлана Андреевна** — младший научный сотрудник, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0001-9539-8418>, [svetlanadegtiareva@itmo.ru](mailto:svetlanadegtiareva@itmo.ru)

**Погорелова Кира Олеговна** — инженер, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0002-4455-1117>, [pogorelovakira@itmo.ru](mailto:pogorelovakira@itmo.ru)

**Ширяев Даниил Сергеевич** — младший научный сотрудник, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0001-8612-0297>, [dshiryaev@itmo.ru](mailto:dshiryaev@itmo.ru)

**Ткачева Екатерина Владимировна** — ментор, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0003-2774-0423>, [tkacheva@itmo.ru](mailto:tkacheva@itmo.ru)

**Беляков Никита Александрович** — младший научный сотрудник, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0002-1271-0195>, [belykovna@rambler.ru](mailto:belykovna@rambler.ru)

**Ковач Яков Николаевич** — инженер, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0003-4858-4968>, [j-n-kovach@itmo.ru](mailto:j-n-kovach@itmo.ru)

**Андреев Юрий Сергеевич** — инженер, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0001-7806-8652>, [yura.andreev.98@mail.ru](mailto:yura.andreev.98@mail.ru)

**Смирнова Ирина Геннадьевна** — кандидат технических наук, доцент, доцент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0001-8357-3987>, [igsmirnova@itmo.ru](mailto:igsmirnova@itmo.ru)

**Кондратьева Екатерина Анатольевна** — доктор медицинских наук, руководитель группы изучения минимального сознания, Российский научно-исследовательский нейрохирургический институт имени профессора А.Л. Поленова, филиал ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова», Санкт-Петербург, 191014, Российская Федерация; старший преподаватель, Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, Санкт-Петербург, 194044, Российская Федерация; старший научный сотрудник, Федеральный научно-клинический центр реаниматологии и реабилитологии, Москва, 107031, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0003-4715-7585>, [eak2003@mail.ru](mailto:eak2003@mail.ru)

### Authors

**Svetlana A. Vostrikova** — Junior Researcher, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0001-9539-8418>, [svetlanadegtiareva@itmo.ru](mailto:svetlanadegtiareva@itmo.ru)

**Kira O. Pogorelova** — Engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0002-4455-1117>, [pogorelovakira@itmo.ru](mailto:pogorelovakira@itmo.ru)

**Daniil S. Shiryaev** — Junior Researcher, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0001-8612-0297>, [dshiryaev@itmo.ru](mailto:dshiryaev@itmo.ru)

**Ekaterina V. Tkacheva** — Mentor, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0003-2774-0423>, [tkacheva@itmo.ru](mailto:tkacheva@itmo.ru)

**Nikita A. Belyakov** — Junior Researcher, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0002-1271-0195>, [belykovna@rambler.ru](mailto:belykovna@rambler.ru)

**Yakov N. Kovach** — Engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0003-4858-4968>, [j-n-kovach@itmo.ru](mailto:j-n-kovach@itmo.ru)

**Yurii S. Andreev** — Engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0001-7806-8652>, [yura.andreev.98@mail.ru](mailto:yura.andreev.98@mail.ru)

**Irina G. Smirnova** — PhD, Associate Professor, Associate Professor, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0001-8357-3987>, [igsmirnova@itmo.ru](mailto:igsmirnova@itmo.ru)

**Ekaterina A. Kondratieva** — D. Sc (Medicine), Head of MCS Study Group, Polenov Neurosurgical Institute (Branch of Almazov National Medical Research Centre), Saint Petersburg, 191014, Russian Federation; Senior Lecturer, The S.M. Kirov Military Medical Academy, Saint Petersburg, 194044, Russian Federation; Senior Researcher, Federal Research and Clinical Center of Intensive Care Medicine and Rehabilitation, Moscow, 107031, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0003-4715-7585>, [eak2003@mail.ru](mailto:eak2003@mail.ru)

*Статья поступила в редакцию 11.06.2022*  
*Одобрена после рецензирования 25.07.2022*  
*Принята к печати 23.09.2022*

*Received 11.06.2022*  
*Approved after reviewing 25.07.2022*  
*Accepted 23.09.2022*



Работа доступна по лицензии  
Creative Commons  
«Attribution-NonCommercial»