

Аппаратно-программный комплекс с новыми датчиками и методиками обработки оптических изображений для контроля в реальном времени функционального состояния человека

В.В. Давыдов^{1,2,3}, А.Ю. Зайцева⁴, С. Мсукар¹, М.С. Мазинг⁴, Е.В. Порфирьева¹, Д.Д. Исакова²,
Е.В. Исупова², М.А. Якушева², Р.В. Давыдов^{1,2}

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
195251, Россия, г. Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д. 29;

² Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича,
193232, Россия, г. Санкт-Петербург, пр. Большевиков, д. 22. кор. 1;

³ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет (ЛЭТИ),
197022, Россия, г. Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, д. 5. кор. 1;

⁴ Институт аналитического приборостроения РАН,
198095, Россия, г. Санкт-Петербург, ул. Ивана Черных, д. 31-33

Аннотация

Обоснована целесообразность использования мобильных датчиков, работающих на разных физических явлениях, для расширения функциональных возможностей экспресс-диагностики состояния человека. Отмечены преимущества применения оптических датчиков для проведения измерений с использованием потоков крови и сложности при проведении с их использованием измерений и обработки оптических сигналов. Разработаны новые конструкции мобильных датчиков для регистрации пульсовой волны и отраженных оптических сигналов от тканей с микроциркуляцией крови, которые объединены в аппаратно-программный комплекс. Отношение сигнал/шум в регистрируемых сигналах улучшено в 3-4 раза для тканевого оксиметра и более чем на порядок для пульсоксиметра. Предложены новые методики обработки регистрируемых изображений излучения отраженных сигналов и поглощения на сосудах и тканях. Представлены новые результаты исследований, позволяющие установить ранее не регистрируемые отклонения в работе сердечно-сосудистой системы человека. Предложен новый более доступный метод определения значения максимального потребления кислорода организмом человека с использованием разработанного аппаратно-программного комплекса в реальном времени с погрешностью менее 7% без использования эргоспирометра. Сравнение полученных данных с результатами измерений на сертифицированном медицинском оборудовании подтвердило их достоверность. Данный метод позволяет расширить возможности применения аппаратно-программного комплекса в диагностике спортсменов и людей, активно занимающихся спортом, а также сотрудников специальных подразделений, так как комплекс отличается по весу от эргоспирометра более чем на порядок и не требуется надевать на лицо маску, которая создает дополнительные проблемы при дыхании и движении.

Ключевые слова: оптический метод, изображение, аппаратно-программный комплекс, датчик, излучение, длина волны, кровь, кислород, экспресс-контроль, функциональное состояние, погрешность измерения, достоверность.

Цитирование: Давыдов, В.В. Аппаратно-программный комплекс с новыми датчиками и методиками обработки оптических изображений для контроля в реальном времени функционального состояния человека / В.В. Давыдов, А.Ю. Зайцева, С. Мсукар, М.С. Мазинг, Е.В. Порфирьева, Д.Д. Исакова, Е.В. Исупова, М.А. Якушева, Р.В. Давыдов // Компьютерная оптика. – 2026. – Т. 50, № 2. – 1646. – DOI: 10.18287/COJ1646.

Citation: Davydov VV, Zaitseva AYu, Msokar S, Mazing MS, Porfir'eva EV, Isakova DD, Isupova EV, Yakusheva MA, Davydov RV. Mobile hardware and software system with new optical sensors and image processing techniques for real-time control of a person's functional status. Computer Optics 2026; 50(2): 1646. DOI: 10.18287/COJ1646.

Введение

В современном мире постоянно увеличивается число факторов, оказывающих негативное воздействие на функциональное состояние организма человека [1]. Негативные воздействия приводят к ухудшению общего состояния организма, а также к возможному возникновению различных заболеваний [2]. Сердечно-сосудистая система человека является одним из ключевых элементов в определении функционального состояния организма человека. Сбои в её функционировании через нарушение кровообращения влияют на работу других органов [3]. Поэтому крайне важны методы экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы в реальном времени [4]. Стоит отметить, что среди врачей и рядовых граждан наибольшим предпочтением в применении

пользуются методы с неинвазивными измерениями различных параметров функционального состояния организма, связанных с работой сердечно-сосудистой системы человека (давление, пульс и прочие).

В настоящее время разработано большое число неинвазивных методов по экспресс-контролю работы сердечно-сосудистой системы человека как в реальном времени, так и за определенный период [5]. Одними из наиболее перспективных среди них являются оптические методы, связанные с получением информации от исследований крови человека [6, 7]. Кроме того, измерения с использованием лазерного излучения в различных разделах физики обладают высокой точностью и устойчивостью к электромагнитному воздействию, в отличие от других [7 – 10].

В оптических методах для контроля состояния сердечно-сосудистой системы человека особое место занимают исследования, связанные с потоками крови и её микроциркуляцией в тканях [3, 6]. Среди них наибольшее применение у различных пользователей получили: пульсоксиметрия, фотоплетизмография, оптическая тканевая оксиметрия (ОТО) и лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) [3, 7, 11, 12].

Из четырех этих методов измерения ЛДФ и фотоплетизмографию пациент самостоятельно реализовать не сможет. Кроме того, ЛДФ за пределами медицинского учреждения реализовывать крайне сложно. Это значительно уменьшает функциональные возможности применения этих двух методов для экспресс-контроля. По этой причине для экспресс-контроля сердечно-сосудистой системы человека стали представлять наибольший интерес пульсоксиметрия и ОТО.

Пульсоксиметрия, разработанная в начале 70-х годов, по-прежнему находится под пристальным вниманием специалистов и пользователей в силу своей простоты применения, доступности, отсутствия ограничений на число измерений и большого потенциала по информативности, так как в измерениях задействован поток крови [11 – 14]. На рис. 1 представлена собранная и обобщенная нами информация о зонах размещения оптических датчиков, в которых может быть реализована эффективная регистрация пульсовой волны для двух вариантов регистрации оптического излучения. На рис. 1 также представлены зоны, в которых размещаются оптические датчики для проведения исследований с использованием ОТО.

В точках 1 – нос, 3 – мочка уха, 10 и 13 – пальцы руки и ноги размещаются оптические датчики трансмиссионной пульсоксиметрии. В точках 2, 4, 5, 6, 8, 9 и 12 размещаются датчики отраженной пульсоксиметрии. В точках 6, 8, 9 и 12 размещаются датчики ОТО. Эти два метода (пульсоксиметрия и ОТО) получили наибольшее применение среди врачей для решения различных задач. Кроме того, трансмиссионная пульсоксиметрия получила широкое распространение среди рядовых пациентов для личного пользования [12 – 15] по причине простоты применения и отсутствия ограничений на число измерений.

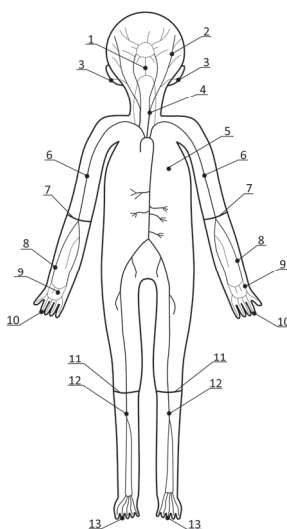


Рис. 1. Зоны размещения на теле человека оптических датчиков для регистрации пульсовой волны и тканевой оксиметрии

Поэтому постоянно идет поиск новых решений для повышения точности измерений и получения дополнительной информации из формы пульсовой волны о состоянии организма человека. Поиск новых решений также относится к методу ОТО [3, 6, 12, 16].

В отличие от трансмиссионной пульсоксиметрии в тканевой оксиметрии исследуется обратно рассеянное (отраженное) оптическое излучение видимого и ближнего инфракрасного диапазонов спектра. Датчики ОТО в случае компактности могут быть размещены на теле человека и проводить измерения, не создавая проблем при его движении, выполнении трудовой деятельности и прочие.

С учетом того, что два рассматриваемых оптических датчика для пульсоксиметра и для ОТО в случае их компактности могут быть размещены в одной части тела человека, например, руки (точки 8 и 10 (рис. 1)), более целесообразно объединить эти два метода для проведения одновременного контроля состояния человека с использованием измерений от двух датчиков. Такие параллельные исследования мы ранее проводили в работе [17].

Аппаратно-программный комплекс с новыми датчиками

Для достижения поставленной цели был разработан мобильный аппаратно-программный комплекс (АПК), его структурная схема представлена на рис. 2. Для мобильного АПК нами были разработаны: неинвазивный оптический датчик для регистрации пульсовой волны в дальней периферийной зоне (точка 10 (рис. 1)) и оптический тканевый оксиметр (ОТО) с мобильными датчиками, которые могут быть установлены на различных частях тела человека (точки 5, 6, 8, 9, 12 (рис. 1)). Кроме этих двух датчиков в АПК используется типовой датчик температуры окружающей среды. Для выявления корреляции показаний разработанного мобильного АПК с функциональным состоянием человека был дополнительно использован метод эргоспирометрии. Этот метод одновременно реализовывался с оптическими методами исследования.

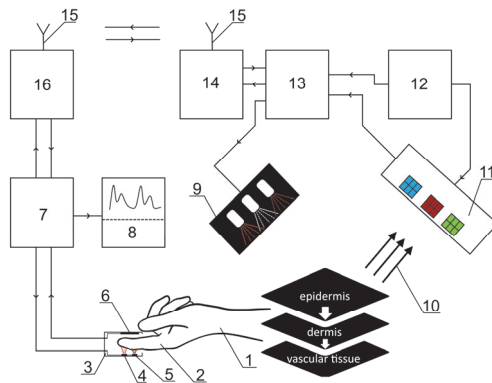


Рис. 2. Структурная схема аппаратно-программного комплекса с мобильными оптическими датчиками на руке: 1 – кисть руки человека, 2 – палец, 3 – специальный корпус оптического датчика для крепления на палец, 4 и 5 – полупроводниковые лазерные диоды на длины волн $\lambda_1 = 660$ нм и $\lambda_2 = 940$ нм, 6 – линейка ПЗС, 7 – устройство управления и обработки оптического датчика пульсовой волны с встроенным блоком питания, 8 – промышленный монитор, 9 – панель, состоящая из 3 светодиодов (LED), 10 – отраженное рассеянное излучение, 11 – фотоприемное устройство с фоточувствительными элементами на 18 длин волн, 12 – многофункциональный мобильный блок питания тканевого оксиметра, 13 – устройство управления и обработки информации тканевого оксиметра, 14 – система беспроводной передачи данных (Bluetooth), 15 – система Wi-Fi, 16 – ноутбук

Мобильный оптический тканевый оксиметр

Новая разработанная конструкция оптического тканевого оксиметра представляет собой источник излучения из трех светодиодов LED и детектор излучения видимого и ближнего ИК-диапазона, снабженный 18-канальным анализатором оптических спектров, состоящий из 18 фоточувствительных элементов 11 (рис. 2), работающих на длинах волн в диапазоне от 410 до 940 нм, принцип работы которого подробно рассмотрен в [18].

На рис. 3 представлен внешний вид мобильного тканевого оксиметра и вариант его размещения на руке человека в точке 9 (рис. 1).

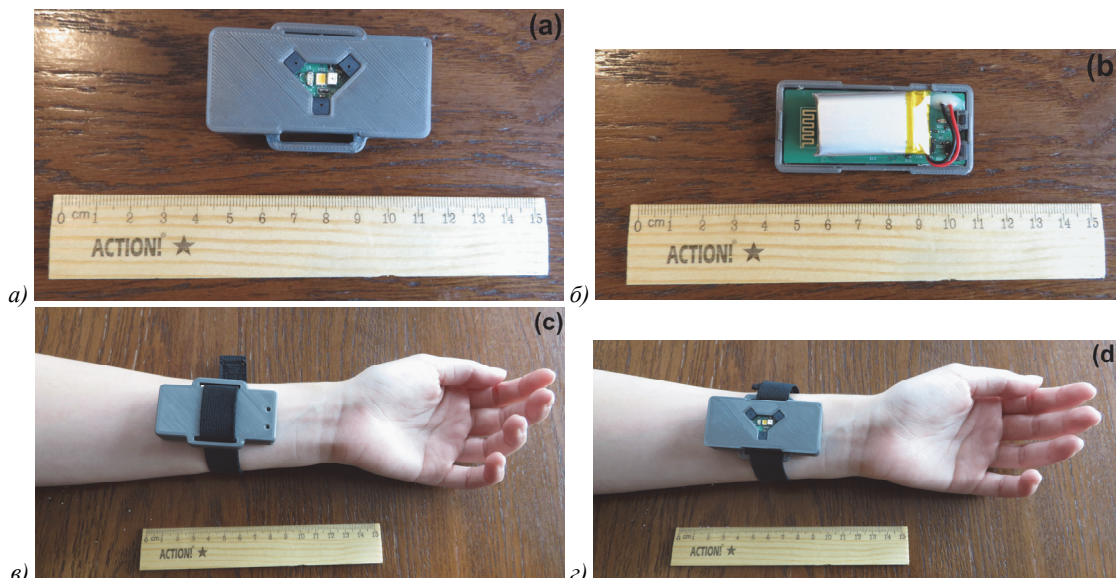


Рис. 3. Внешний вид мобильного оптического тканевого оксиметра: (а) сторона с диодами и фотоприемными устройствами, (б) плата с аккумулятором, вариант его размещения на руке в точке 9: (в) в режиме измерения, (г) в режиме проверки прибора

На рис. 3а представлена часть платы с размещенными на ней светодиодами и тремя оптическими датчиками, в каждом из которых 6 каналов. Каналы размещаются группами по 6 штук в каждом датчике (3 группы). На каждом канале оптического датчика есть узкополосный фильтр с полосой 10–12 нм на определенную длину волны. На рис. 3б представлен внешний вид тканевого оксиметра с аккумулятором. Для многофункционального блока питания тканевого оксиметра 12 используется плоский Li-ion аккумулятор (3.7 В, 1200 mAh), так как необходимо обеспечить стабилизированные напряжения 3.3 В (для светодиодов, для микроконтроллера и Bluetooth). На рис. 3 (в и г) представлено, как размещается МОТО в режиме измерения и проверки светодиодов.

Проведенные нами различные исследования показали, что точка 9 является наиболее оптимальным местом размещения мобильного ОТО. Это связано с тем, что на его работу влияет состояние кожного покрова человека, наличие липидов, меланина и воды в тканях. В этой части руки состояние кожного покрова у большинства пациентов одинаково. Самое главное, что в процессе измерения под нагрузкой (продолжительной) в данной части руки меньше всего по сравнению с другими её участками выделяется пот. В этом случае несущественно изменяется преломление излучения на границах двух сред перед поступлением его в ткани.

Три светодиода излучают одновременно. Регистрация обратно рассеянного излучения осуществляется тремя фотодиодами AS72(651-653), размещенными со светодиодами на одной плате. Спектральные характеристики фотодиодов AS72(651-653) представлены на рис. 4.

Анализ их характеристик показывает, что проблем при регистрации излучения не возникает, так как расстояние между ближайшими спектральными линиями фоточувствительных элементов всегда больше 25 нм (перекрывание будет несущественным).

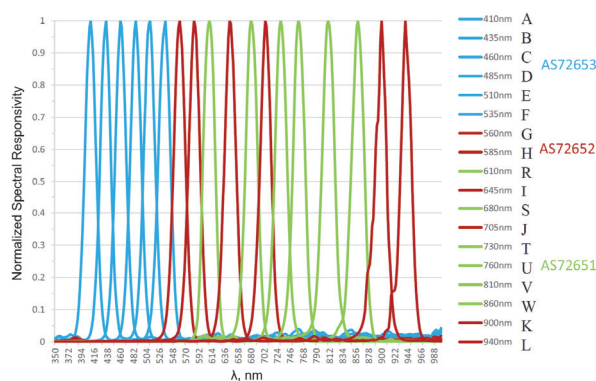


Рис. 4. Спектральные характеристики фотодиодов в мобильном АПК

Проведенные нами ранее исследования по оценке интервала значения минимальной мощности излучения светодиодов для определения тканевой сатурации [3] показали, что в точке 9 у различных людей, включая темный цвет кожи, её значения изменяются от 0,24 до 0,31 мВт. Поэтому в разработанном АПК используются светодиоды с мощностью 0,35 мВт, так как в процессе их эксплуатации будет деградация светодиода, которая приведет к уменьшению мощности излучения.

На рис. 5 представлена структура размещения оптических датчиков и светодиодов на плате для регистрации обратно рассеянного излучения с глубины $h = 5$ мм с максимальным отношением S/N в спектре.

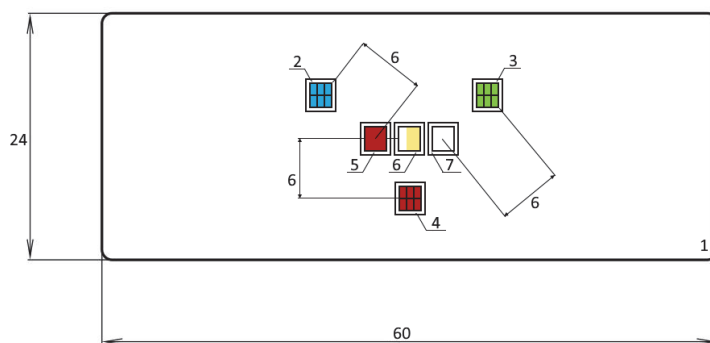


Рис. 5. Структура размещения светодиодов (LED) и фоточувствительных сенсоров в конструкции ОТО: 1 – корпус платы, 2, 3 и 4 – фоточувствительные сенсоры со спектральными характеристиками (рис. 4), 5, 6 и 7 – светодиоды. Все размеры соответствуют мм

Измерения обратно рассеянного излучения реализованы в импульсном режиме. Светодиоды включаются на время 1 с. Через 500 мс после включения светодиодов начинается регистрация обратно рассеянного излучения в течение 500 мс. Далее светодиоды выключаются, чтобы не было перегрева. Следующее включение происходит

через 2,5 с. В данной конструкции ОТО используются светодиод белого света с широким спектром излучения и два светодиода с длинами волн излучения λ , соответствующие 610 и 940 нм, последняя соответствует используемой в пульсоксиметрии [13, 15, 16]. Все три светодиода излучают в режиме потребления тока 50 мА (максимальная мощность излучения). При регистрации обратно рассеянного излучения необходимо учесть, что эффективность фильтрации на фотодиодных сенсорах зависит от угла его падения, который ограничен интегрированной апертурой. Для обеспечения данного режима фильтрации оптическая ось излучения светодиодов в конструкции ОТО с значением $h = 5$ мм была ориентирована к поверхности кожи под углом 30° . В этом случае также изменялось расстояние между диодами и фотоприемниками (рис. 5). Наклон светодиодов связан с тем, что площадь размещения светодиодов и фотоприемников ограничена, что для ряда людей не позволит обеспечить получение информации при $h = 5$ мм (рельеф кожного покрова у людей разный, как и его конфигурация), поэтому угол падения излучения на поверхность кожи будет $60 \pm 25^\circ$. Как показали эксперименты, этого достаточно для обеспечения эффективной фильтрации. На рис. 5 наклон светодиодов не показан (на фото 3а можно это увидеть). Для значения $h = 2,5$ мм угол наклона светодиодов к поверхности кожи уменьшается и уменьшается расстояние между ними. Все эти данные были проверены с использованием промышленного стационарного прибора (тканевого оксиметра и анализатора объемного кровенаполнения мягких биологических тканей «Спектротест»).

Информация от оксиметра передается по системе Wi-Fi 15 в ноутбук 16 (рис. 2), в котором происходит обработка данных с использованием разработанной программы.

В отличие от ранее используемых датчиков в оптических тканевых оксиметрах наша разработка обладает рядом преимуществ. Увеличен объем информации о насыщении тканей кислородом, а также о наполнении микроциркулярного русла кровью за счет использования 18 каналов (оптический сигнал регистрируется на 18 длинах волн). Кроме того, разработанная конструкция оптического тканевого оксиметра компактна (рис. 3). Она легко размещается на руке человека и не мешает проведению нагрузочных процедур, а также исследованиям изменения насыщения тканей кислородом во время обыденной деятельности человека (работа, питание, сон и прочие).

Отдельно необходимо отметить, что в разработанной новой конструкции ОТО реализовано измерение сатурации тканей и других параметров на различной глубине h от поверхности кожи. Врачей интересуют следующие значения h : 2,5, 4 и 5 мм. В нашей разработке это было реализовано с использованием изменения угла падения излучения на поверхность кожи (оптическая ось) и изменения расстояния между светодиодами и фотоприемниками. Был выполнен расчет методом Монте-Карло и подбор расстояний эмпирически. Далее это было проверено с использованием промышленного прибора «Спектротест», в котором есть два режима измерения на h : 2,5 и 5 мм. Результаты совпали в пределах погрешности измерения. Использование только одного расчета не обеспечивает достоверный результат (эмпирический метод с расчетами должен всегда подтверждаться результатами измерений на промышленном оборудовании). При изменении расстояний компактность и вес мобильного ОТО не должны нарушаться.

Мобильный пульсоксиметр

Для контроля состояния насыщения гемоглобина в крови кислородом и изменений в работе сердечно-сосудистой системы параллельно ОТО использовался пульсоксиметр с новой конструкцией оптического датчика и методикой обработки регистрируемого сигнала пульсовой волны. Необходимость разработки новой конструкции оптического датчика связана с тем, что при использовании для регистрации оптического сигнала фотодиода для дальнейшей обработки аналогового сигнала с его выхода применяется аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Передаточная функция АЦП вносит искажения в структуру фронтов нарастания и спада формируемой пульсовой волны. Это не позволяет определить небольшие изменения в состоянии сердечно-сосудистой системы человека, например, связанные с приемом лекарств при прохождении курса лечения или процедур. При высоких функциональных нагрузках, как показали проведенные эксперименты, передаточная функция АЦП трансформирует быстрые изменения в пульсовой волне в другие формы, что делает результаты измерений недостоверными.

Необходимо отметить, что данный факт не зависит от модели и характеристик АЦП. Период следования пульсовой волны от 0,426 (высокий пульс, это значение отмечено по данным клинических наблюдений в СПбГМУ имени академика И.П. Павлова) до 1,3 с (низкий пульс). Для обработки регистрируемого сигнала с фотодиода используется АЦП с 8-битовым разрешением. Более высокое разрешение не нужно. Тактовая частота 10 МГц – с частотой меньше не выпускают АЦП (покупать их не будут). Данной тактовой частоты хватает для обработки с большим запасом.

По этой причине в конструкции оптического датчика для регистрации пульсовой волны стали использовать ПЗС-матрицу (размер – 64 на 64, размер пикселей – 20 на 20 мкм). Частота дискретизации формирования пульсовой волны составляет 258 Гц. При использовании ПЗС-матрицы частота дискретизации составляет 64 Гц (по числу пикселей в строке ПЗС-матрицы). В случае необходимости частоту дискретизации можно увеличить до 256 Гц за счет использования другой конструкции ПЗС-матрицы (цена датчика в данном случае увеличится). Многочисленные применения датчиков с данной конструкцией матрицы показали, что эта модель ПЗС является наиболее оптимальной. Преимуществом применения ПЗС-матрицы в оптическом датчике является то, что его конструкция становится более универсальной по размещению её на пальце руки по сравнению с фотодиодом

(максимум сигнала поглощения может попасть на край матрицы, при этом в отличие от фотодиода сформируется почти такой же сигнал, как при поступлении сигнала на центр матрицы). Нет разницы, где вырезать строку для формирования структуры пульсовой волны. Это позволяет при обследовании пациента обладать небольшим интервалом по смещению максимума по фоточувствительному слою из пикселей, который может возникнуть из-за особенностей внешней конфигурации пальца пациента.

Основной недостаток современных моделей оптических датчиков с ПЗС-матрицей связан с тем, что при формировании сигнала пульсовой волны вырезается строка по максимальному значению амплитуды регистрируемого сигнала на пикселях. При больших нагрузках для определения моментов фазовых переходов между функциональными состояниями организма требуется повышенная чувствительность датчика. Особенно это важно, когда при нагрузках происходит приближение к пределу по насыщению крови кислородом, частоте сердечного ритма и прочие. Это крайне важно при выборе методики тренировки как у спортсменов, так и у представителей ряда профессий (спецподразделения, спасатели и прочие).

Поэтому нами на основе анализа различных конструкций фотоприемных устройств в конструкциях пульсоксиметров [11 – 14, 16, 17, 19, 20], а также систем для регистрации лазерного излучения с использованием фотодиодных линеек [21, 22] для регистрации сигнала поглощения излучения была разработана новая конструкция оптического датчика с линейкой ПЗС с прямой засветкой со строчным переносом заряда. Она заменяет ранее используемую в оптическом датчике ПЗС-матрицу. Конструкция линейки ПЗС содержит 128 пикселей размером 15 на 15 мкм. Увеличение числа пикселей в строке линейки по сравнению с ПЗС-матрицей связано с тем, что в силу особенностей биологического строения пальца с точки зрения расположения и толщины кровеносных сосудов и мягких тканей возникли сложности с регистрацией полной формы пульсовой волны при использовании линейки ПЗС с 64 пикселями у ряда пациентов.

В новой конструкции оптического датчика (рис. 6) для получения максимального отношения S/N в сигнале пульсовой волны на основе проведенных ранее исследований [23, 24] используются две длины волны $\lambda_1 = 660$ нм (красная область) и $\lambda_2 = 940$ нм (ближний ИК). Излучение от полупроводникового диода в ИК области спектра на λ_2 соответствует максимальному поглощению хромофором – оксигемоглобин, а излучение в красной области спектра на λ_1 – гемоглобин. По соотношению между поглощениями на этих двух хромофорах определяется сатурация.

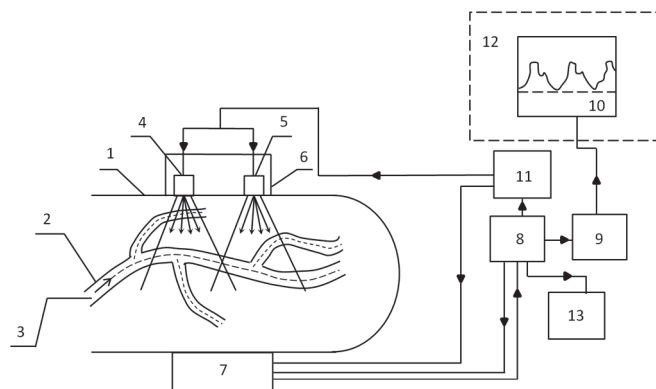


Рис. 6. Структурная схема для регистрации сигнала поглощения лазерного излучения оптическим датчиком с линейкой ПЗС и формирования пульсовой волны: 1 – палец руки, 2 – кровеносный сосуд, 3 – поток крови, 4 и 5 – полупроводниковые диоды с длиной волны $\lambda_1 = 660$ нм и $\lambda_2 = 940$ нм, 6 – корпус для размещения лазерных диодов, 7 – линейка ПЗС, 8 – устройство обработки и управления, 9 – устройство индикации, 10 – экран монитора, 11 – многофункциональный блок питания с управлением током лазерных диодов 4 и 5, 12 – монитор пациента, 13 – ноутбук

Принципиально новым результатом в разработанной конструкции оптического датчика по сравнению с промышленными аналогами (датчики с фотодиодом и ПЗС-матрицей) является увеличение S/N более чем на порядок. Это было достигнуто за счет уменьшения собственного интегрального шума фотоприемного устройства, так как для регистрации оптического сигнала в линейке ПЗС используется в 32 раза меньше пикселей по сравнению с ПЗС-матрицей (сигнал пульсовой волны формируется со строки, а шум считывается со всех строк в ПЗС-матрице, которых намного больше, чем в линейке ПЗС). Кроме того, в новом датчике была реализована подстройка мощности полупроводниковых диодов, что также увеличило отношение S/N. Использование линейки ПЗС позволило в разработанной конструкции оптического датчика реализовать подстройку мощности излучения полупроводникового диода от 0,8 до 2,2 мВт. В промышленных конструкциях датчиков используются светодиоды с мощностью 1,5 мВт. При тонких сосудах в пальце пациента с низкой пигментацией его кожного покрова происходит насыщение (засветка) фотоприемного элемента датчика и измерения прекращаются.

На рис. 6 представлена структурная схема разработанной нами конструкции оптического датчика с линейкой ПЗС и схема обработки сигнала пульсовой волны с выводами результатов измерений на монитор и ноутбук.

Необходимо отметить, что в разработанном АПК для обработки информации с оптического датчика и ОТО используется один и тот же ноутбук 13 (рис. 6) и 16 (рис. 2).

Проведенные нами исследования показали, что оптимальному значению мощности излучения соответствует минимальная ширина этих ступенек. Реализация подстройки мощности излучения потребовала разработки нового метода обработки пульсовой волны.

Методы обработки регистрируемых сигналов

Использование линейки ПЗС в разработанной новой конструкции оптического датчика привело к тому, что форма сигнала пульсовой волны формируется в виде ступенек с более высокой скоростью квантования каждого уровня по причине более быстрого заполнения ямы пикселя (заряд распространяется по движению пульсовой волны по кровеносному сосуду, перетекая из одной ямы в другую, так как используется строчный перенос). Это является еще одной отличительной особенностью нового датчика от ранее разработанных. В этом случае число ступенек на фронтах возрастания и спада пульсовой волны будет отличаться по сравнению со случаем, когда для её регистрации используется оптический датчик с ПЗС-матрицей. Число пикселей в строке линейки ПЗС будет определять частоту дискретизации.

Для обработки формы пульсовой волны по структуре пульсовой волны был разработан новый метод. На рис. 7 представлена модель формы пульсовой волны, которая регистрируется с использованием линейки ПЗС за один период.

Количество максимумов и фронтов нарастания и спада в периоде пульсовой волны, а также параметры самих максимумов (их амплитуда и интервал между ними) будут разные для каждого человека. Они зависят как от его эмоционального, так и от физического состояния. В соответствии с формой пульсовой волны (рис. 5) разобьем её период на 9 частей: фронты нарастания (по амплитуде от A_0 до $A_{\max 1}$, от A_{n-k} до $A_{\max 2}$ и A_{n-q} до $A_{\max 3}$), фронты спада (от $A_{\max 1}$ до A_{n-k} , от $A_{\max 2}$ до A_{n-q} и от $A_{\max 3}$ до A_n) и область трех пиков.

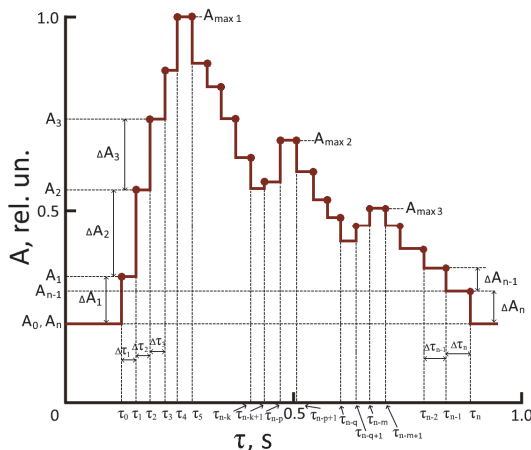


Рис. 7. Модель описания формы сигнала пульсовой волны для различного числа максимумов

Для более эффективной реализации регистрации ПВ с использованием линейки ПЗС со строчным переносом в её конструкции была исключена возможность буферизации пикселей (заряд плавно перетекает из одной ямы в другую и для каждого момента времени реализуется принцип квантования уровней, что обеспечивает необходимое быстродействие при частоте дискретизации 128 Гц). Во многих моделях промышленных линеек ПЗС режим квантования уровней не реализован. При использовании этого режима более целесообразно для обработки сигнала ПВ применять математические функции на основе рядов, которые подробно рассмотрены в [25]. Использование нового метода позволяет при обработке пульсовой волны учесть особенности организма, которые присущи каждому человеку и отражены в сигнале ПВ, регистрируемого линейкой ПЗС.

Для исследования тканевой сатурации и микроциркуляции регистрируемое обратно рассеянное излучение фотодиодами преобразуется в энергетическую освещенность E и представляется в виде спектра по длинам волн, соответствующих различным хромофорам, содержащимся в крови и тканях. Каждому моменту времени измерения будет соответствовать свой спектр, особенно если диагностика пациента реализуется под нагрузкой. В случаях, когда для измерений используются 3 – 4 длины волны [26, 27], спектральное представление информации не используется, а с использованием значений E , регистрируемых на трех λ , определяется тканевая сатурация StO_2 и строится зависимость $StO_2(t)$. Для решаемых в работе задач экспресс-контроля в этом нет необходимости. При этом стоит отметить, что при использовании 18 длин волн расчет StO_2 будет точнее, так как будет задействована не одна комбинация трех длин волн, как, например в [26, 27], а шесть.

Основным показателем продуктивности кардиореспираторной системы организма является максимальное потребление кислорода (МПК). В международной транскрипции V_{O2max} — maximal oxygen consumption. Это наибольшее количество кислорода в миллилитрах (мл), которое человек способен потратить в течение одной

минуты при выполнении физической нагрузки. Термин $V_{O_{2max}}$ является критерием аэробной производительности организма человека, одним из важных параметров его функционального состояния.

Исследования в [28, 29] показали, что именно $V_{O_{2max}}$ является основным фактором, который лимитирует работоспособность организма при интенсивных циклических нагрузках на работе, во время тренировок и прочее. В настоящее время значение $V_{O_{2max}}$ измеряется прямым и косвенным (косвенным) методами [29]. Прямой метод является дорогим по оборудованию, которое необходимо, также необходимы определенные условия, в которых это оборудование должно быть размещено. Косвенный метод более прост в реализации, но в ряде случаев его использование дает большие погрешности в измерениях. Кроме того, требуются создание определенных условий при тестировании пациента. Поэтому в нашей работе также была рассмотрена возможность разработки нового метода определения значения $V_{O_{2max}}$ с использованием измерений разработанными новыми датчиками во время нагрузки.

Результаты экспериментальных исследований

Поскольку нарушения в микроциркуляции не всегда проявляются в состоянии покоя, то для выявления скрытых проблем требовалось проведение функциональной нагрузки. В статье в качестве примера приведены результаты наших исследований группы пациентов (табл. 1), находящихся в различной физической форме. Нагрузка была реализована на беговой дорожке после разминки в виде быстрой ходьбы. На рис. 8 представлены исследования изменения значений $V_{O_{2max}}$ от интенсивности нагрузки с использованием прямого метода.

Табл. 1. Физиологические параметры группы пациентов из 10 человек и данные по проведению исследований по определению значений $V_{O_{2max}}$

Номер пациента	Возраст (лет)	Рост (см)	Вес (кг)	Время выхода t_{vo} на уровень $V_{O_{2max}}$ при одинаковом режиме нагрузки (при разной итоговой скорости движения беговой дорожки v_n в момент выхода пациента на уровень $V_{O_{2max}}$)	
				t_{vo} , с	v_n , км/ч
1	22	192	92	1143	17
2	21	174	72	1256	18
3	20	175	74	1182	17
4	20	180	75	1183	17
5	19	172	67	1188	17
6	21	174	76	858	12
7	22	175	75	1122	17
8	18	174	79	1242	18
9	19	178	82	1208	18
10	18	180	78	1212	18

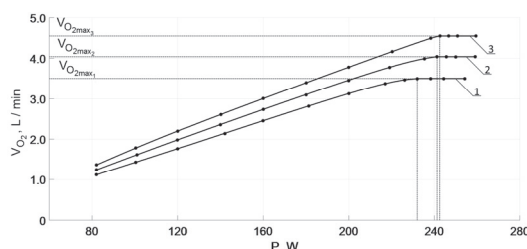


Рис. 8. Зависимость потребления кислорода V_{O_2} от мощности P нагрузки для различных пациентов. Графикам 1, 2 и 3 соответствуют пациенты 6, 3 и 8 из табл. 1

Анализ представленных на рис. 8 зависимостей изменения V_{O_2} от P для нескольких пациентов, организм которых находится в различном функциональном состоянии, показал, что существует предельное значение мощности P_1 по нагрузке, после которого увеличение потребления кислорода организмом при увеличении P прекращается. Зависимость V_{O_2} от P выходит на «плато». Точка выхода на «плато» считается уровнем максимальной аэробной работоспособности $V_{O_{2max}}$.

Увеличение нагрузки на организм выше P_1 нецелесообразно, так как это приводит только к быстрому истощению энергетического запаса организма с потерей работоспособности или к обмороку. Отметим, что состояние организма пациента 6 вызывает ряд вопросов по причине низкого значения $V_{O_{2max}}$. Поэтому далее в качестве примеров результатов наших исследований будут представлены данные по пациенту 6.

На рис. 9 представлена зависимость изменения V_{O_2} от t в процессе изменения нагрузки на беговой дорожке у пациента 6.

Анализ данных на рис. 9 показывает, что перед выходом на «плато», по которому определяется значение $V_{O_{2max}}$, происходит резкий выброс в сторону уменьшения потребления кислорода от 3 до 4,2 раз. Этот выброс должен отображаться также на других приборах, которые проводят измерения различных параметров органов человека, связанных с потреблением кислорода. Установленная нами новая особенность будет использована в дальнейших исследованиях.

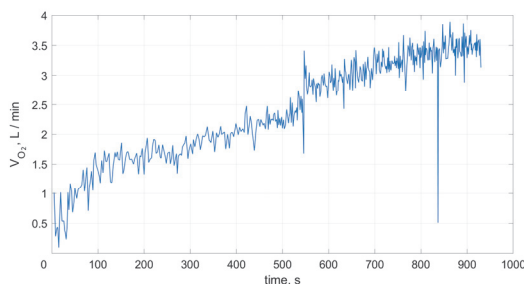


Рис. 9. Зависимость изменения потребления кислорода V_{O_2} от t

По причине того, что толщина кожного покрова у людей разная, как и структура тканей, нами было изготовлено два датчика для ОТО с глубиной проникновения излучения h 2 и 5 мм. На рис. 10 в качестве примера представлены спектры обратного рассеянного излучения биологических тканей пациента 6 при использовании одного из датчиков, установленного в точке 9 (рис. 1). Измерения энергетической освещенности E были выполнены в три момента времени: перед началом разминки (покой) – 1, в момент $t_{vo} = 848$ с, который соответствует достижению $V_{O_{2max}}$ – 2 и после 3 минут процесса восстановления ($t_r = 1028$ с) – 3.

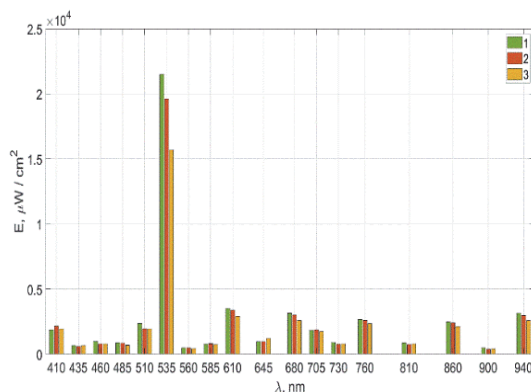


Рис. 10. Спектр обратно рассеянного излучения биологических тканей пациента 6 при использовании датчика с $h = 5$ мм

Для всех пациентов из этой группы было проведено исследование работы сердечно-сосудистой системы с использованием пульсовых волн (ПВ). В этих исследованиях для получения обоснованности нашей новой разработки оптического датчика для пульсоксиметра были использованы три типа оптических датчиков для регистрации ПВ (с фотодиодом, с ПЗС-матрицей и линейкой ПЗС).

На рис. 11 в качестве примера представлен результат регистрации ПВ у пациента 6 с использованием трех типов оптических датчиков в один из временных интервалов при нагрузке.

Анализ представленных на рис. 11 форм ПВ показывает, что в разработанной новой конструкции оптического датчика с линейкой ПЗС чувствительность системы регистрации ПВ существенно выше, чем ранее. Это позволило зарегистрировать третий пик в ПВ пациента 6, который с использованием двух других оптических датчиков зарегистрировать не получалось по причине высокого шума фотоприемного устройства.

Ранее нами было отмечено, что оборудование для исследований объемов потребления кислорода (V_{O_2}) стоит очень дорого и требует специальных условий эксплуатации (оно может быть размещено только в стационарных помещениях или специальных отсеках различных подвижных объектов: корабли, автомобили, поезда и автомобили). Поэтому возникают сложности при реализации неоднократного мониторинга значений $V_{O_{2max}}$ у пациентов для решения различных медицинских задач, тренировочного процесса и прочие. Кроме того, при интенсивном пользовании данным оборудованием есть вероятность получить инфекцию в верхние дыхательные пути при нарушении технологии его обслуживания при интенсивной эксплуатации за пределами стационара.

Поэтому нами предлагается оценить значения $V_{O_{2max}}$ с использованием данных от мобильного датчика тканевого оксиметра с учетом при определении $V_{O_{2max}}$ установленной нами особенности.

Для решения этой задачи нами была разработана следующая методика с использованием метода главных компонент (англ. principal component analysis, PCA). Метод PCA предназначен для снижения размерности данных с

потерей наименьшего объема информации, что при большом числе измерений, как в наших экспериментах, крайне необходимо. С математической точки зрения метод PCA представляет собой ортогональное линейное преобразование, которое отображает данные из исходного пространства признаков в новое пространство меньшей размерности при проведении спектрометрических исследований [30]. Данный метод мы применили для обработки данных с оптических датчиков тканевого оксиметра.

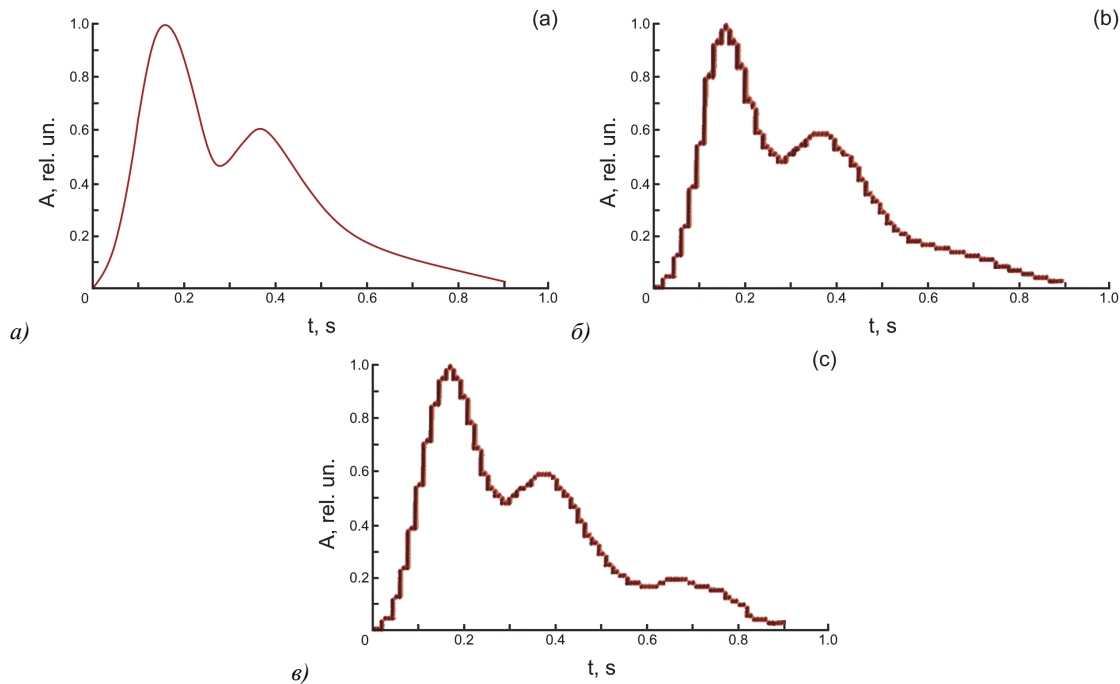


Рис. 11. Форма линии пульсовой волны пациента б (табл. 1), регистрируемая с использованием датчиков с различными фотоприемными устройствами в их конструкции. Графики (а), (б) и (в) соответствуют фотодиоду, ПЗС-матрице и линейке ПЗС

На рис. 12 представлено распределение по времени $t_{V_{O_{2max}}}$ значений $V_{O_{2max}}$ для десяти пациентов.

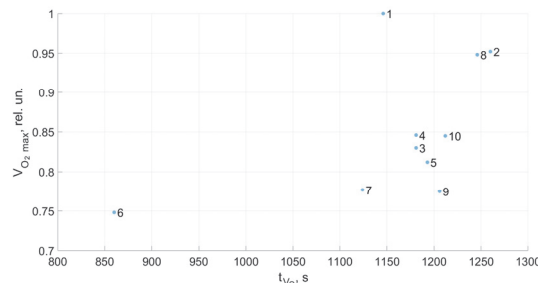


Рис. 12. Значения $V_{O_{2max}}$ для пациентов 1–10 (табл. 1) от времени $t_{V_{O_{2max}}}$ при одинаковом типе нагрузки в виде бега на дорожке с изменением её скорости по нарастанию. Эти значения отмечены соответствующими цифрами

Анализ представленных на рис. 12 результатов показывает широкий разброс как по значениям $V_{O_{2max}}$, так и по $t_{V_{O_{2max}}}$, что означает нахождение пациентов в разном функциональном состоянии.

На рис. 13 представлено распределение по времени t значений главной компоненты энергетической освещенности E'' , определенной с учетом данных от 18 датчиков в состоянии покоя и в момент $t_{V_{O_{2max}}}$ достижения в организме максимального потребления кислорода $V_{O_{2max}}$. Для определения значений $V_{O_{2max}}$ с использованием данных о значениях измеренных E для различных состояний человека нами была разработана следующая методика. На представленные на рис. 11 значения $V_{O_{2max}}$ от t нормированные в относительных единицах накладывается распределение E'' от t (значение E'' определяется в относительных единицах).

Такое сопоставление можно делать, так как масштаб и единицы измерения, в которых построены две зависимости $V_{O_{2max}}(t)$ и $E''(t)$ полностью совпадают. Обоснованность расчета E'' в относительных единицах связано с тем, что измеряемые на различных длинах волн значения E для каждого человека по причине большой разницы в составе ткани количества воды, липида, меламина и других веществ могут сильно отличаться.

На рис. 14 представлены результаты одновременного размещения по осям ординат значений $V_{O_{2max}}$ и E'' (синие точки и красные треугольники) для 10 пациентов (табл. 1).

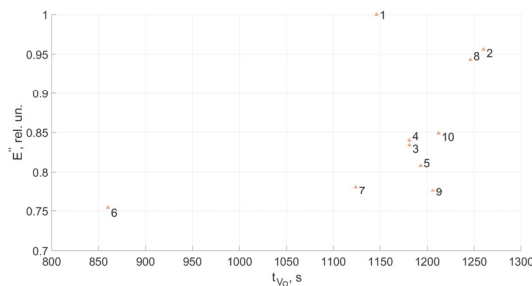


Рис. 13. Значения E'' для пациентов 1 – 10 (табл. 1) от времени t_{vo} при одинаковом типе нагрузке в виде бега на дорожке с изменением её скорости по нарастающему. Эти значения отмечены соответствующими цифрами

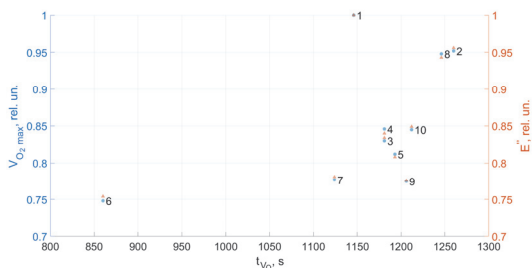


Рис. 14. Результаты сравнения значения V_{o2max} и E'' для различных пациентов 1 – 10 (табл. 1) от времен t_{vo} при одинаковом типе нагрузке в виде бега на дорожке с изменением её скорости по нарастающему. Эти значения отмечены соответствующими цифрами

Для обеспечения этого сравнения была рассчитана главная компонента на основе изменения разницы в значения E между состоянием покоя и достижением значения V_{o2max} . В этом случае сформируется относительное изменение по главной компоненте E'' , в котором на двух этапах измерения E у каждого пациента были учтены особенности по структуре его ткани. Эти особенности по составу тканей будут скомпенсированы при вычислении E'' , так взято два этапа исследований, которые одинаковы для каждого по физиологическому состоянию (покой и достижение V_{o2max}). Точка 1 на рис. 14, соответствующая пациенту 1, является в такой конфигурации сравнения значений V_{o2max} и E'' опорной, что означает необходимость предварительной градуировки перед использованием для определения V_{o2max} разработанных оптических мобильных датчиков по показаниям промышленного медицинского прибора (эргоспирометра).

Обсуждение

Наличие зарегистрированного третьего пика в ПВ у пациента 6 характеризует серьезное отклонение в работе сердечно-сосудистой системы, которое в явном виде по результатам других измерений с использованием ПВ не выявлялось. Появление третьего пика в ПВ связано с неполным закрытием полулунных клапанов, что было подтверждено клиническим обследованием пациента 6. Стоит отметить, что низкие значения t_{vo} и V_{o2max} (рис. 9) позволяют сделать только предположение о наличии сбоя в работе сердечно-сосудистой системы, которое очень часто не подтверждается клиническими обследованиями пациентов. По полученной форме пульсовой волны (рис. 11б) серьезная проблема в работе сердечно-сосудистой системы пациента 6 четко прослеживается. У остальных 9 пациентов третий пик в ПВ с использованием всех трех датчиков не регистрировался. Полученный результат в диагностике за счет нового решения, относящегося как к оптике, так к обработке данных, показывает, что использование нового оптического датчика позволяет получать новую уникальную информацию при экспресс-диагностике, недоступную при использовании промышленных датчиков.

Анализ полученных данных по всей группе пациентов показал, что различие между значениями V_{o2max} и E'' составляет не более 0,07 в относительных единицах, что соответствует 7%. Данный результат определения V_{o2max} с использованием для его измерений мобильного оптического тканевого оксиметра с учетом сложности процедуры определения V_{o2max} в специальной лаборатории и высокой стоимости данного исследования является приемлемым. Особенно если необходима постоянная экспресс-диагностика V_{o2max} в реальных условиях в определенные моменты времени.

Заключение

Полученные результаты исследований подтвердили обоснованность использования новых технических решений в конструкциях мобильных оптических датчиков для пульсоксиметра и тканевого оксиметра, которые существенно расширяют возможности экспресс-диагностики состояния человека в различных условиях с их применением.

Предложенная новая методика, основанная на проведении одновременных измерений двумя новыми мобильными оптическими датчиками с новыми алгоритмами реализации исследований и обработки регистрируемых сигналов, позволяет получать новую информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы и биологических тканях организма человека в реальном времени. Компактность и удобство размещения двух оптических датчиков разработанного АПК, которые не создают существенных проблем при движении, трудовой деятельности и прочие, позволяют более четко и достоверно определять в реальном времени, какие изменения происходят в органах при различных нагрузках. Эти нагрузки постоянно возникают в реальной жизни как при выполнении ряда работ, различных тренировках, а также в спорте высших достижений, где компактность и удобство измерительных датчиков играет ключевую роль при контроле тренировочного процесса в реальных условиях.

С использованием разработанного АПК и новых методов измерения и обработки информации в настоящее время обследовано более 300 пациентов из различных возрастных групп и сфер их деятельности. Полученные данные о функциональном состоянии организма пациентов с использованием экспресс-диагностики подтвердились на 98 % при их клиническом обследовании. Это было реализовано, чтобы обоснованно доказать достоверность полученных нами результатов, что необходимо для таких разработок. Поэтому пациенты, которые участвовали в экспериментах, выбрали с условием, что они после проведенной экспресс-диагностики пройдут клиническое обследование для подтверждения полученных результатов или их опровержения. Это является дополнительной новизной в наших исследованиях, так как в доступных материалах других исследований такое клиническое обследование для подтверждения достоверности результатов на всей выборке пациентов не проводилось.

Проведенные исследования позволили установить, что наиболее предпочтительными по S/N в регистрируемом отраженном рассеянном излучении (рис. 10) при исследовании состояния микроциркуляторного русла биологических тканей являются следующие длины волн: 410, 510, 535, 610, 680, 860 и 940 нм из имеющегося спектрального состава в тканевом оксиметре, используемом в эксперименте. Поэтому в случае разработки более простой конструкции оптического датчика тканевой оксиметрии с меньшим числом используемых λ необходимо в его составе обеспечить наличие излучателей с семью отмеченными ранее длинами волн излучения.

Сравнение результатов определения значений $V_{o_{2max}}$ с использованием новой методики кластеризации данных на основе несущественных различий в адаптивной реакции организма пациентов на функциональную нагрузку с измерениями $V_{o_{2max}}$ на промышленном сертифицированном медицинском оборудовании подтвердило их достоверность. Это показывает перспективность использования разработанной нами методики кластеризации данных, которую можно считать новым научным результатом, не имеющим аналогов в мире в этом направлении экспресс-диагностики.

Разработанная программа для обработки данных в ноутбуке обеспечивает, по результатам исследований, определение относительного индекса уровня большого капиллярного кровенаполнения тканей, среднего относительного уровня оксигенации (сатурации) крови микроциркуляторного русла и относительного индекса меланиновой пигментации поверхностных слоев тканей. С использованием строятся спектральные зависимости (рис. 10), определяется МПК, обрабатывается форма пульсовой волны с использованием новой методики, описанной в [25]. Есть дополнительная опция – это сравнение отношений амплитуд спектральных составляющих в момент достижения МПК. Далее сравнение их с данными спектрального анализа тканей, полученными на промышленном оборудовании, и установление возможных заболеваний или предрасположенностей к ним.

Благодарности

Исследование выполнено за счет средств гранта Российского научного фонда (проект № 24-21-00404).

References

- [1] Chen H, Kumaralingam L, Zhang S, Le LH, Zheng R. Neural implicit surface reconstruction of freehand 3D ultrasound volume with geometric constraints. *Med Image Anal* 2024; 98: 103305. DOI: 10.1016/j.media.2024.103305.
- [2] Marusina MY, Karaseva EA. Application of the box-counting method for the evaluation of medical images. 2019 International Conference "Quality Management, Transport and Information Security, Information Technologies" (IT&QM&IS) 2019: 353-355. DOI: 10.1109/ITQMIS.2019.8928375.
- [3] Mazing MS, Zaitceva AY, Kislyakov YY, Avdyushenko SA, Davydov VV. Monitoring of oxygen supply of human tissues using a noninvasive optical system based on a multi-channel integrated spectrum analyzer. *Int J Pharm Res* 2020; 12: 1974-1978. DOI: 10.31838/iipr/2020.SP2.355.
- [4] Chen J, Huang S, Zhang Y, Wu J, Liang H. Congenital heart disease detection by pediatric electrocardiogram based deep learning integrated with human concepts. *Nat Commun* 2024; 15(1): 976. DOI: 10.1038/s41467-024-44930-y.
- [5] Price CJ, Sevinc G, Farb NAS. Within-person modulation of neural networks following interoceptive awareness training through mindful awareness in body-oriented therapy (MABT): A pilot study. *Brain Sci* 2023; 13(10): 1396. DOI: 10.3390/brainsci13101396.
- [6] Chen Y-C, Lo I-P, Tsai Y-Y, Zhao C-G, Hwang I-S. Dual-task improvement of older adults after treadmill walking combined with blood flow restriction of low occlusion pressure: the effect on the heart-brain axis. *J Neuroeng Rehabil* 2024; 21(1): 116. DOI: 10.1186/s12984-024-01412-y.
- [7] Usta SN, Betancourt P, Ceylan A, Keskin C. The cutting-edge roles of lasers in endodontics: A bibliometric and scientometric analysis of the 100 most-cited articles. *Lasers Med Sci* 2024; 39(1): 219. DOI: 10.1007/s10103-024-04163-3.

- [8] Kazanskiy NL, Butt MA, Khonina SN. Smart contact lenses – A step towards non-invasive continuous eye health monitoring. *Biosensors* 2023; 13(9): 933. DOI: 10.3390/bios13100933.
- [9] Gubaev MS, Degtyarev SA, Strelkov YS, Ivliev NA, Khonina SN. Vectorial beam generation with a conical refractive surface. *Computer Optics* 2021; 45(6): 828-838. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1036.
- [10] Porfirev AP, Khonina SN, Ivliev NA, Porfirev DP, Kazanskiy NL. Stacked polarizing elements for controlling parameters of surface relief gratings written in photosensitive materials. *Sensors* 2024; 24(4): 1166. DOI: 10.3390/s24041166.
- [11] Blaney G, Frias J, Tavakoli F, Sassaroli A, Fantini S. Dual-ratio approach to pulse oximetry and the effect of skin tone. *J Biomed Opt* 2024; 29(S3): S333111. DOI: 10.1117/1.JBO.29.S3.S33311.
- [12] Tan B, Chua J, Wong D, Ismail M, Schmetterer L. Techniques for imaging the choroid and choroidal blood flow in vivo. *Experimental Eye Research* 2024; 247: 110045. DOI: 10.1016/j.exer.2024.110045.
- [13] Fine J, Branam KL, Rodriguez AJ, Boonya-ananta T, Ramella-Roman JC, McShane MJ, Coté GL. Sources of inaccuracy in photoplethysmography for continuous cardiovascular monitoring. *Biosensors* 2021; 11(4): 126. DOI: 10.3390/bios11040126.
- [14] Moellhoff N, Demmer W, Pistek S, Giunta RE, Ehrl D. Impact of negative pressure wound therapy on perfusion dynamics in free latissimus dorsi muscle flaps. *J Clin Med* 2024; 13(17): 5261. DOI: 10.3390/jcm13175261.
- [15] Davydov VV, Porfir'eva EV, Davydov RV. Nondestructive method for testing elasticity of walls of human veins and arteries. *Russ J Nondestruct Test* 2022; 58(9): 847-857. DOI: 10.1134/S1061830922090042.
- [16] Wu J. Hyperspectral imaging for non-invasive blood oxygen saturation assessment. *Photodiagnosis and photodynamic therapy* 2024; 45: 104003. DOI: 10.1016/j.pdpdt.2024.104003.
- [17] Davydov R, Zaitceva A, Davydov V, Isakova D, Mazing M. New methodology of human health express diagnostics based on pulse wave measurements and occlusion test. *J Pers Med* 2023; 13(3): 443. DOI: 10.3390/jpm13030443.
- [18] Zuev SM, Varlamov DO, Kuksa VV. Analysis of the characteristics of a laser lighting device. *Instr Exp Tech* 2021; 64(6): 834-839. DOI: 10.1134/S0020441221060130.
- [19] Moellhoff N, Heidekrueger PI, Frank K, Pistek S, Alt V, Giunta RE, Ehrl D. Comparing the time-dependent evolution of microcirculation in Gracilis vs. ALT flaps using laser-doppler flowmetry and tissue-spectrometry. *J Clin Med* 2022; 11(9): 2425. DOI: 10.3390/jcm11092425.
- [20] Rodriguez AJ, Vasudevan S, Farahmand M, Ramella-Roman J, Pfefer TJ. Tissue mimicking materials and finger phantom design for pulse oximetry. *Biomed Opt Express* 2024; 15(4): 2308-2327. DOI: 10.1364/BOE.518967.
- [21] Cabanas AM, Fuentes-Guajardo M, Latorre K, León D, Martín-Escudero P. Skin pigmentation influence on pulse oximetry accuracy: A systematic review and bibliometric analysis. *Sensors* 2022; 22(9): 3402. DOI: 10.3390/s22093402.
- [22] Davydov VV, Grebenikova NM, Smirnov KY. An optical method of monitoring the state of flowing media with low transparency that contain large inclusions. *Meas Tech* 2019; 62(6): 519-526. DOI: 10.1007/s11018-019-01655-5.
- [23] Bierman A, Benner K, Rea MS. Melanin bias in pulse oximetry explained by light source spectral bandwidth. *Br J Anaesth* 2024; 132(5): 957963. DOI: 10.1016/j.bja.2024.01.037.
- [24] Davydov RV, Antonov VI, Yushkova VV, Grebenikova NM, Dudkin VI. A new algorithm for processing the absorption and scattering signals of laser radiation on a blood vessel and human tissues. *J Phys: Conf Ser* 2019; 1236(1): 012079. DOI: 10.1088/1742-6596/1236/1/012079.
- [25] Davydov RV, Yakusheva MA, Porfir'eva EV, Davydov VV, Isakova DD, Msokar S. New techniques for recording and processing laser radiation absorption signals in the far peripheral zone. *Zhurnal Tekhnicheskoi Fiziki* 2024; 94(9): 1466-1473. DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58666.29-24.
- [26] Rogatkin DA, Dunaev AV, Lapaeva LG. Metrological support of methods and devices for noninvasive medical spectrophotometry. *Biomed Eng* 2010; 44(2): 66-70. DOI: 10.1007/s10527-010-9157.
- [27] Rogatkin DA, Makarov DS, Bychenkov OA, Shcherbakov MI. Thermal-vision monitoring of processes of heating and microcirculation of blood accompanying low-intensity laser therapeutic procedures. *J Opt Technol* 2011; 78(10): 666-671. DOI: 10.1364/JOT.78.000666.
- [28] Jurov I, Demšar J. Factors affecting maximal oxygen uptake in prepubertal children: a systematic review and meta-analysis. *BMC Pediatrics* 2024; 24(1): 550. DOI: 10.1186/s12887-024-05013-5.
- [29] Rybak AS, Woyda-Ploszczyca AM. The influence of temperature on oxygen uptake of red alga *Hildenbrandia rivularis* – the next step of the indicator potential revision. *Environ Sustain Indic* 2024; 24: 100503. DOI: 10.1016/j.indic.2024.100503.
- [30] Sacharz J, Wrona E, Zięba-Palus J, Phan W, Weselucha-Birczyńska A. The Raman microspectroscopic study of epileptic tissue. *J Mol Struct* 2025; 1348: 143396. DOI: 10.1016/j.molstruc.2025.143396.

Сведения об авторах

Давыдов Вадим Владимирович, 1966 года рождения, профессор Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: оптика, рефрактометрия, спектроскопия, радиофотоника, лазерные и оптоволоконные системы.

E-mail: davydov_vadim66@mail.ru

Зайцева Анна Юрьевна, 1983 года рождения, старший научный сотрудник Института аналитического приборостроения РАН. Область научных интересов: медицинская техника, биофизические процессы, аналитическое приборостроение, биофизика, диагностика органов человека. E-mail: anna@da-24.ru

Мсукар Сухайр, 1991 года рождения, аспирант Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: обработка сигналов, персонализированная медицина.

E-mail: souhair.msokar@gmail.com

Мазинг Мария Сергеевна, 1997 года рождения, учится в аспирантуре Института аналитического приборостроения РАН. Область научных интересов: медицинская техника, биофизические процессы, аналитическое приборостроение, биофизика, диагностика органов человека. E-mail: mazmari@mail.ru

Порфирьева Елена Витальевна, 2001 года рождения, учится в аспирантуре Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: медицинская физика, биофизические процессы, аналитическое приборостроение, системы диагностики органов человека. E-mail: porfirev-69@mail.ru

Исакова Дарья Дмитриевна, 1991 года рождения, учится в аспирантуре Санкт-Петербургского государственного университета телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича. Область научных интересов: биофотоника, методы обработки информации, системы контроля и мониторинга, математическое моделирование. E-mail: isakova.dd@sut.ru

Исупова Екатерина Васильевна, 2001 года рождения, учится в аспирантуре Санкт-Петербургского государственного университета телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича. Область научных интересов: биофизические процессы, системы контроля физических параметров различных сред, аналитическое приборостроение, системы диагностики органов человека. E-mail: isupova.e24@mail.ru

Якушева Мария Андреевна, 2000 года рождения, учится в аспирантуре Санкт-Петербургского государственного университета телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича. Область научных интересов: биофотоника, лазеры, оптика, математическое моделирование, контроль состояния биологических систем. E-mail: yakusheva.maria666@gmail.com

Давыдов Роман Вадимович, 1992 года рождения, доцент Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого. Область научных интересов: математическое моделирование физических процессов, контроль состояния жидких сред, вычислительные методы. E-mail: davydovroman@outlook.com

ГРНТИ: 29.31.29

Поступила в редакцию 21 ноября 2024 г. Окончательный вариант – 09 сентября 2025 г.

Mobile hardware and software system with new optical sensors and image processing techniques for real-time control of a person's functional status

V.V. Davydov^{1,2,3}, A.Yu. Zaitseva⁴, S. Msokar¹, M.S. Mazing⁴, E.V. Porfir'eva¹, D.D. Isakova²,
E.V. Isupova², M.A. Yakusheva², R.V. Davydov^{1,2}

¹Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University,
Ul. Polytekhnicheskaya 29, Saint-Petersburg, 195251, Russia;

²The Bonch-Bruевич Saint-Petersburg State University of Telecommunications,
Bolshevikov 22, Saint-Petersburg, 193232, Russia;

³St. Petersburg Electrotechnical University (LETI), Ul. Prof. Popova 5, Saint-Petersburg, 197022, Russia;

⁴Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences,
Ul. Ivana Chernykh 31-33, St. Petersburg, 190103, Russia

Abstract

We justify the use of mobile sensors operating on various physical phenomena to expand the functionality of rapid assessment of a person's health status. Advantages of using optical sensors for measurements using blood flows are outlined. Difficulties in taking measurements and processing optical signals when using mobile sensors to obtain reliable real-time information are established. New designs of mobile sensors for recording pulse waves and reflected optical signals from tissues with blood microcirculation are proposed, which are combined into a hardware and software complex. New methods for processing recorded optical images, reflected signals and absorption in vessels and tissues are proposed. New research results are presented that make it possible to establish previously undetected deviations in the functioning of the human cardiovascular system. A new, more accessible method for determining the value of maximum oxygen consumption by the human body using the developed hardware and software complex in real time is proposed. The obtained data are compared with the results of measurements on certified medical equipment. This method allows one to expand the possibilities of using the hardware and software complex in health assessment of professional and amateur athletes, as well as members of special forces units.

Keywords: optical method, image, hardware and software complex, sensor, radiation, wavelength, blood, oxygen, express control, functional state, measurement error, reliability.

Citation: Davydov VV, Zaitseva AYu, Msokar S, Mazing MS, Porfir'eva EV, Isakova DD, Isupova EV, Yakusheva MA, Davydov RV. Mobile hardware and software system with new optical sensors and image processing techniques for real-time control of a person's functional status. *Computer Optics* 2026; 50(2): 1646. DOI: 10.18287/COJ1646.

Acknowledgements: The study was supported by a grant from the Russian Science Foundation (project no. 24-21-00404).

Author's information

Vadim Vladimirovich Davydov (b. 1966), Professor of St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: optics, refractometry, spectroscopy, radiophotonics, laser and fiber optic systems. E-mail: davydov_vadim66@mail.ru

Anna Yuryevna Zaitseva, (b. 1983), Senior Research Fellow of Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences. Research interests: medical technology, biophysical processes, analytical instrumentation, biophysics, diagnostics of human organs. E-mail: anna@da-24.ru

Souhair Msokar, (b. 1991), graduate student at St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: signal processing, personalized medicine. E-mail: souhair.msokar@gmail.com

Marya Sergeevna Mazing, ((b. 1997), graduate student at Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences. Research interests: medical technology, biophysical processes, analytical instrumentation, biophysics, diagnostics of human organs. E-mail: mazmari@mail.ru

Elena Vital'evna Porfir'eva, (b. 2001), graduate student at St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: medical physics, biophysical processes, analytical instrumentation, human organ diagnostic systems. E-mail: porfirev-69@mail.ru

Darya Dmitrievna Isakova, (b. 1991), graduate student at St. Petersburg State University of Telecommunications. prof. M.A. Bonch-Bruevich. Research interests: biophotonics, information processing methods, control and monitoring systems, mathematical modeling. E-mail: isakova.dd@sut.ru.

Ekaterina Vasil'evna Isupova, (b. 2001), graduate student at St. Petersburg State University of Telecommunications. prof. M.A. Bonch-Bruevich. Research interests: biophysical processes, systems for monitoring physical parameters of various environments, analytical instrumentation, diagnostic systems for human organs. E-mail: isupova.e24@mail.ru

Marya Andreevna Yakusheva, (b. 2000), graduate student at St. Petersburg State University of Telecommunications. prof. M.A. Bonch-Bruevich. Research interests: biophotonics, lasers, optics, mathematical modeling, control of the state of biological systems. E-mail: yakusheva.maria666@gmail.com

Roman Vadimovich Davydov (b. 1992), assistant professor of St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great. Research interests: Mathematical modeling of physical processes, control of the state of liquid media, computational methods. E-mail: davydovroman@outlook.com

Received November 21, 2024. The final version – September 09, 2025.
