

Особенности и возможности применения новой методики регистрации сигнала поглощения оптическим датчиком с линейкой ПЗС от потока крови в сосудах пальца руки

© М.А. Якушева,¹ Е.В. Порфирьева,² В.В. Давыдов,^{1,2,3} Р.В. Давыдов,² С. Мсукар,² Д.С. Проводин²

¹ Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича, 193232 Санкт-Петербург, Россия

² Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, 195251 Санкт-Петербург, Россия

³ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет „ЛЭТИ“, 197022 Санкт-Петербург, Россия
e-mail: davydov_vadim66@mail.ru

Поступило в Редакцию 10 декабря 2025 г.

В окончательной редакции 5 июля 2026 г.

Принято к публикации 11 июля 2026 г.

Обоснована необходимость продолжения исследований для расширения возможностей метода экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека в реальном времени с использованием сигнала поглощения, который регистрируется на пальцах руки человека. Отмечено, что современные конструкции приборов и методы обработки сигнала пульсовой волны обладают рядом недостатков. Это приводит в ряде случаев к невозможности определения ряда заболеваний на начальной стадии по зарегистрированным незначительным отклонениям в структуре пульсовой волны. Предложена новая конструкция оптического датчика с использованием линейки прибора с зарядовой связью (ПЗС) со строчным переносом заряда для регистрации сигнала пульсовой волны в дискретной форме с более высоким отношением сигнал/шум. Определены преимущества использования нового датчика в диагностике состояния ССС и проблемы, возникающие при обработке зарегистрированных сигналов пульсовых волн. Проведенные исследования показали, что для получения более обширной информации о форме пульсовой волны целесообразно использовать два типа датчиков: с фотодиодом для регистрации и последующей обработки пульсовых волн и с ПЗС-линейкой для определения третьего пика и других невидимых с помощью фотодиода деталей, которые, возможно, позволят выявлять патологию на ранней стадии. Приведенный пример регистрации третьего пика подтверждает наше предположение.

Ключевые слова: кровоток, пульсовая волна, излучение, сигнал поглощения, линейка ПЗС, фотодиод, кислород, время, фронт нарастания и спада пульсовой волны, погрешность измерения.

DOI: 10.61011/JTF.2026.11.63772.359-25

Введение

Следствием высокого уровня технологического развития общества является высокий уровень стрессовых нагрузок, в связи с чем важным элементом в жизни человека становится контроль его состояния [1–3]. С учетом постоянного ухудшения здоровья у большой группы населения и увеличения нагрузки на врачей, наиболее востребованным являются методы экспресс-контроля функционального состояния человека, которые он может реализовать самостоятельно [4,5]. Одним из таких методов является пульсоксиметрия, отличающаяся простотой реализации и отсутствием ограничений на число применений [6–9]. Из всех видов пульсоксиметрии наиболее широкое применение получила трансмиссионная с использованием оптического датчика, который устанавливается на палец руки человека [9–11].

В настоящее время разработано большое число различных моделей оптических датчиков для трансмиссионной пульсоксиметрии. Эти датчики обладают как

преимуществами, так и недостатками при реализации регистрации пульсовой волны (ПВ) [11–15]. К недостаткам в эксплуатации оптических датчиков относят низкую эффективность обработки сигналов ПВ и чувствительность фотоприемных элементов к небольшим изменениям в работе сердечно-сосудистой системы (ССС), которые в основном проявляются на фронте спада ПВ. Это ограничивает возможности расширения экспресс-диагностики состояния человека, которое часто изменяется под действием различных факторов, и эти моменты надо контролировать.

Для получения максимальной информации об изменениях в состоянии человека с высокой степенью достоверности крайне важным фактором становится определение оптимального решения при проведении экспресс-контроля с использованием оптических датчиков при условии сохранения всех его достоинств.

Это определило цель нашей работы, связанную с разработкой нового метода регистрации оптического сигнала поглощения и новой методики контроля состояния

Технические характеристики опытного образца линейки ПЗС

Разрядность, bit	Глубина ямы пикселя, e	Темновой ток (средний), $ke/pixel/s$	Шум считывания, $e/pixel$
8	250 000	60	100
Динамический диапазон (глубина ямы/ шум считывания), pixel	Максимальная выходная частота при двухфазном регистре, МГц	Минимальная выходная частота при двухфазном регистре, МГц	Плотность темнового тока, nA/cm^2
2500	10	0.2	0.3–0.4

ССС человека для получения максимума информации с использованием трансмиссионной пульсоксиметрии.

1. Новый датчик для трансмиссионной пульсоксиметрии

Проведенный анализ двух типов датчиков (с фотодиодом и ПЗС (прибор с зарядовой связью (CCD)) матрицей), представленных в различных работах [4–6,10,11,13,15–18], позволил установить ряд особенностей, которые при обработке ПВ негативно сказываются на результатах диагностики. Одна из них связана с наличием передаточной функции устройств обработки (например, АЦП). Особенно ярко данная особенность проявляется в датчиках с фотодиодами (очень распространенный вариант регистрации оптического сигнала, особенно в фотоплетизмографии и оптической тканевой оксиметрии) [6,14,19–23]. Передаточная функция искажает индивидуальные характеристики сигнала ПВ. С учетом того, что человек — сложный биологический объект, и обладает индивидуальными особенностями, данный вариант обработки явно не может быть самым лучшим. После АЦП преобразованную информацию из ПВ восстановить невозможно. В отличие от ПЗС-матрицы использование АЦП приводит к тому, что по сформированным ступенькам при обработке сигнала ПВ индивидуальные особенности работы ССС человека не определить. Можно привести пример одного из возможных вариантов обработки. Пусть используются два АЦП с разрядностью по 12 bit. В одном тактовая частота 50 МГц, в другом — 400 МГц. При обработке фронта ПВ сформируются различные ступеньки (по длительности и амплитуде) на одном и том же сигнале. Форму ступенек сравнивать не имеет смысла. Это технический вариант для хорошей обработки сигнала ПВ. Определяются с высокой точностью положения максимумов и минимумов крутизны склонов.

При этом в работе [13] отмечено, что замена в оптическом датчике фотодиода на ПЗС-матрицу позволила увеличить отношение сигнал/шум (SNR) от 3 до 5 раз за счет увеличения чувствительности и быстродействия.

С другой стороны, в работе [13] были рассмотрены проблемы, которые возникают при использовании ПЗС-

матрицы (64 на 64 пикселя) с покадровым переносом заряда для считывания изображения. Одна из них связана с тем, что в оптическом датчике сложно использовать ПЗС-матрицу с покадровым переносом заряда с малым значением электронов в пикселе (глубина ямы пикселя) для обеспечения высокой чувствительности при регистрации сигнала ПВ. Весь шум с пикселей при считывании собирается в формируемый сигнал ПВ. Полезный слабый сигнал ПВ на его фоне может быть не выделен. Это особенно критично на фронте спада ПВ. С учетом данного факта был предложен вариант снижения уровня шума в регистрируемом сигнале ПВ. Для его реализации была разработана конструкция нового датчика, в котором для регистрации оптического сигнала используется линейка ПЗС со строчным переносом заряда (специальный заказ в ЦНИИ „Электрон“ по аналогу с продукцией компании Hamamatsu). Основные характеристики линейки ПЗС, необходимые для воспроизводства разработанного датчика, представлены в таблице.

Для регистрации сигнала ПВ с новым датчиком была разработана схема его подключения с использованием дополнительных обратных связей. Ее структура представлена на рис. 1. Для регистрации ПВ используется стандартный вариант длин волн с $\lambda_1 = 660 \text{ nm}$ (красная область) и с $\lambda_2 = 940 \text{ nm}$ (ближний инфракрасный диапазон). Только применяются не светодиоды, а полупроводниковые диоды, у которых диапазон изменения мощности излучения выше и уже диаграмма направленности. С учетом различия в структуре пальца человека (толщина и плотность кровеносных сосудов) [18,21,24] в новой конструкции датчика реализована автоматическая подстройка мощности излучения диодов.

Необходимо отметить, что структура сигнала ПВ (в виде ступенек), который формируется при регистрации с использованием ПЗС-матрицы или линейки ПЗС, отличается по параметрам ступенек, а также их числу, в основном на фронтах спада, где шумовые характеристики начинают оказывать воздействие на формирование уровня ступеньки.

В разработанной конструкции оптического датчика используется ПЗС-линейка на 128 пикселей. Проведенные эксперименты показали, что данного числа пикселей достаточно для регистрации пульсовой волны. Использование данной линейки обеспечивает частоту дискре-

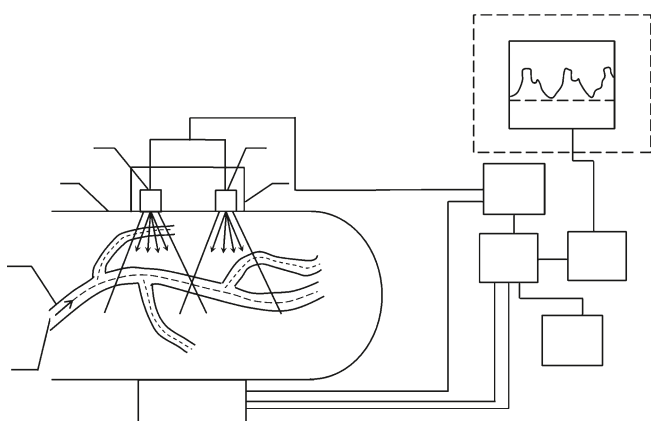


Рис. 1. Структурная схема для регистрации сигнала поглощения излучения оптическим датчиком с линейкой ПЗС для формирования пульсовой волны: 1 — палец руки, 2 — кровеносный сосуд, 3 — поток крови, 4, 5 — полупроводниковые диоды с длиной волны $\lambda_1 = 660 \text{ nm}$ и $\lambda_2 = 940 \text{ nm}$,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

тизации 128 Нз. Для сравнения у оптических датчиков с фотодиодами частота дискретизации — 258 Нз. При необходимости можно в ПЗС-линейке увеличить число пикселей до 256, но возникнет вопрос о дальнейшей востребованности этой линейки (сейчас востребованы ПЗС-линейки с 512 пикселями и на 1024 пикселей). При этом шум в регистрируемой ПВ увеличится минимум в два раза. Это может сказаться на возможности определения „тонких“ эффектов на фронтах спада ПВ.

Отдельно необходимо рассмотреть, насколько улучшится SNR при замене ПЗС-матрицы на линейку ПЗС. Если считать по изменению числу пикселей, которые участвуют в формировании шума при регистрации сигнала ПВ, то получается 32 раза. Данная оценка некорректна, так как размер пикселей в ПЗС-матрице в 1.5–1.6 раза меньше по площади, чем в линейке ПЗС. С учетом этого факта значение, на которое увеличится SNR, будет порядка 12.6 раз. При этом надо еще при сравнении двух устройств с переносом заряда смотреть их значения по глубинам электронных ям и темновых токов. С учетом технических данных на ПЗС-матрицы и данных по линейке ПЗС (см. таблицу) реальное увеличение SNR составляет от 11 до 12 раз. При этом напрямую утверждать, что SNR при замене фотодиода на линейку ПЗС увеличится в 33–36 раз будет некорректно, так как эти устройства имеют разные схемы включения. Более корректная оценка позволяет утверждать, что значение SNR увеличилось в 22–25 раз, что крайне важно для регистрации „тонких“ эффектов на фронте спада ПВ.

Необходимо отметить, что форма в виде ступенек крайне неудобна для обработки ПВ, в отличие от непрерывной зависимости, регистрируемой оптическим датчиком с фотодиодом. Точность определения временных интервалов между положениями максимумов и минимумов будет при использовании ПЗС-матрицы или линейки ПЗС меньше, чем при использовании фотодиода. При этом необходимо отметить, что точности (абсолютной погрешности) в 0.01 s достаточно для определения отклонений в работе CCC по индексам отражения RI и ригидности SI.

2. Исследование состояния пациентов с использованием ПВ и обсуждение результатов

На рис. 2 представлены зарегистрированные сигналы ПВ у различных пациентов с использованием нового оптического датчика. Пациенты находятся в хорошем самочувствии — жалоб на здоровье нет. Данные по пульсу и сатурации приведены в подписях к рис. 2. Представленный на рис. 2 один период сигнала ПВ для каждого пациента определяется из выборки 18–25 последовательных сигналов ПВ (интервал не более 20 s) из наиболее часто повторяемых (не менее 50 %). Более длительный промежуток времени человеку сложно находится в „одинаковом“ состоянии, если он не лежит или находится в кресле в состоянии покоя. Эта методика, кроме нас, успешно применяется при тестировании спортсменов с монотонной нагрузкой за регистрируемый период в 20 s. В случае отсутствия такой повторяемости сигналов ПВ при первом измерении прибор выключается, пациент размещается в другой „позе“ и измерения проводятся заново. В ряде случаев можно выбрать сигнал ПВ из десяти измерений (это определяется по регистрируемому сигналу ПВ).

Анализ представленных на рис. 2 ПВ показывает наличие отклонений в работе CCC системы у пациентов 1 и 2 (рис. 2, а, б). У пациента 3 (мужчина в возрасте 60 лет) с большим трудом прослеживается второй пик при пульсе 66 ударов в минуту и 100% сатурации. Явных предпосылок на наличие третьего пика, как у пациентов 1 и 2, нет. Причин такого характера ПВ может быть много, например, сильно расслабленное состояние человека при хорошей работе органов (данный факт наблюдается у спортсменов после успокаивающих водных процедур). Остальные два случая у пациентов 1 и 2 указывают на возможное наличие патологии или поражения полулунных клапанов левого желудочка.

В настоящей работе будет подробно разобран случай первого пациента, где третий пик в структуре пульсовой волны выражен более ярко. На рис. 3 представлены пульсовые волны, зарегистрированные у пациента 1 с использованием трех типов датчиков (с фотодиодом, с ПЗС-матрицей и линейкой ПЗС).

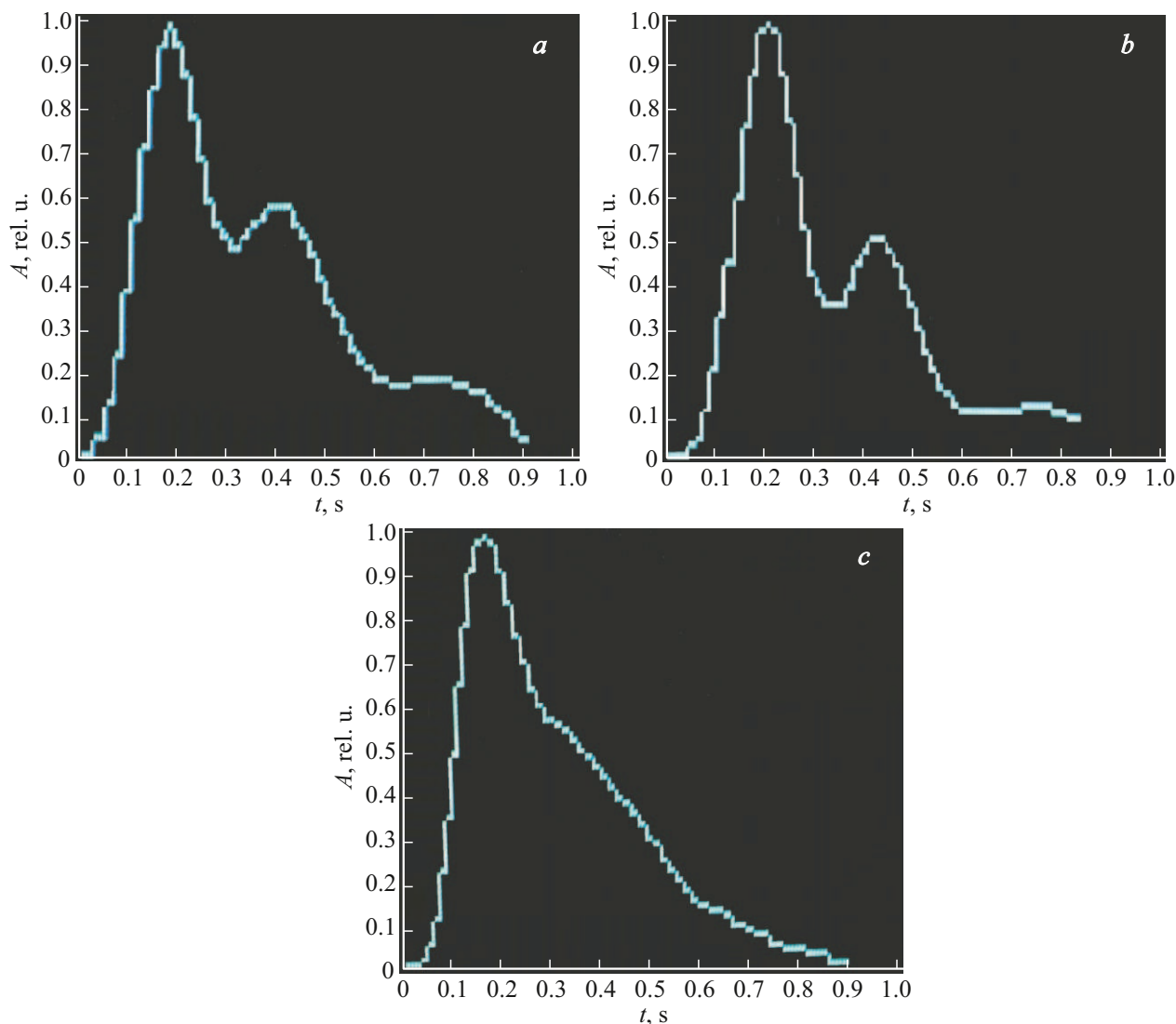


Рис. 2. Зарегистрированные сигналы поглощения оптического излучения для трех пациентов при следующих данных: *a* — возраст 22 года, пульс — 68 ударов в минуту, сатурация — 99%; *b* — 21 год, пульс — 72 удара в минуту, сатурация — 98%; *c* — 60 лет, пульс — 66 ударов в минуту, сатурация — 100 %.

Результат сравнения трех форм ПВ показывает, что третий максимум регистрируется только в случае использования линейки ПЗС в оптическом датчике. При этом необходимо отметить, что расстояние между двумя первыми максимумами и первым минимумом (расположен между ними на временной оси) для трех случаев ПВ существенно не изменилось.

Если сравнивать два сигнала ПВ, зарегистрированных с использованием ПЗС-приборов, то число ступенек на фронтах нарастания и спада в ПВ, зарегистрированной датчиком с линейкой ПЗС, больше. Это показывает, что чувствительность этого датчика выше, и уровни успевают сформироваться в присутствии шумов. Сравнение по амплитудам максимумов (отношение первого ко второму, $\left(\frac{A_1}{A_2}\right)_m < \left(\frac{A_1}{A_2}\right)_l$) для двух ПВ (рис. 3, *b, c*) подтверждает лучшее разрешение у датчика с линейкой ПЗС.

Стоит также выделить разную временную ширину максимумов в ПВ, зарегистрированных датчиками с ПЗС. При обработке с целью определения крутизны склонов этот случай создаст проблемы, особенно в окрестности максимума, когда необходимо будет строить касательную. В случае ПВ, регистрируемой с использованием оптического датчика с фотодиодом, таких проблем нет. По ее форме можно проследить динамику работы левого желудочка сердца и эластичность стенок аорты и сосудов.

Представленная в работе [13] методика обработки ПВ в форме ступенек целесообразна только при длительном наблюдении пациента врачом (не один год). Самостоятельно пациент в построенных после обработки сигналов ПВ гистограммах разобраться сможет с большим трудом. При этом необходимо иметь эталонную гистограмму по своему здоровью, которое с

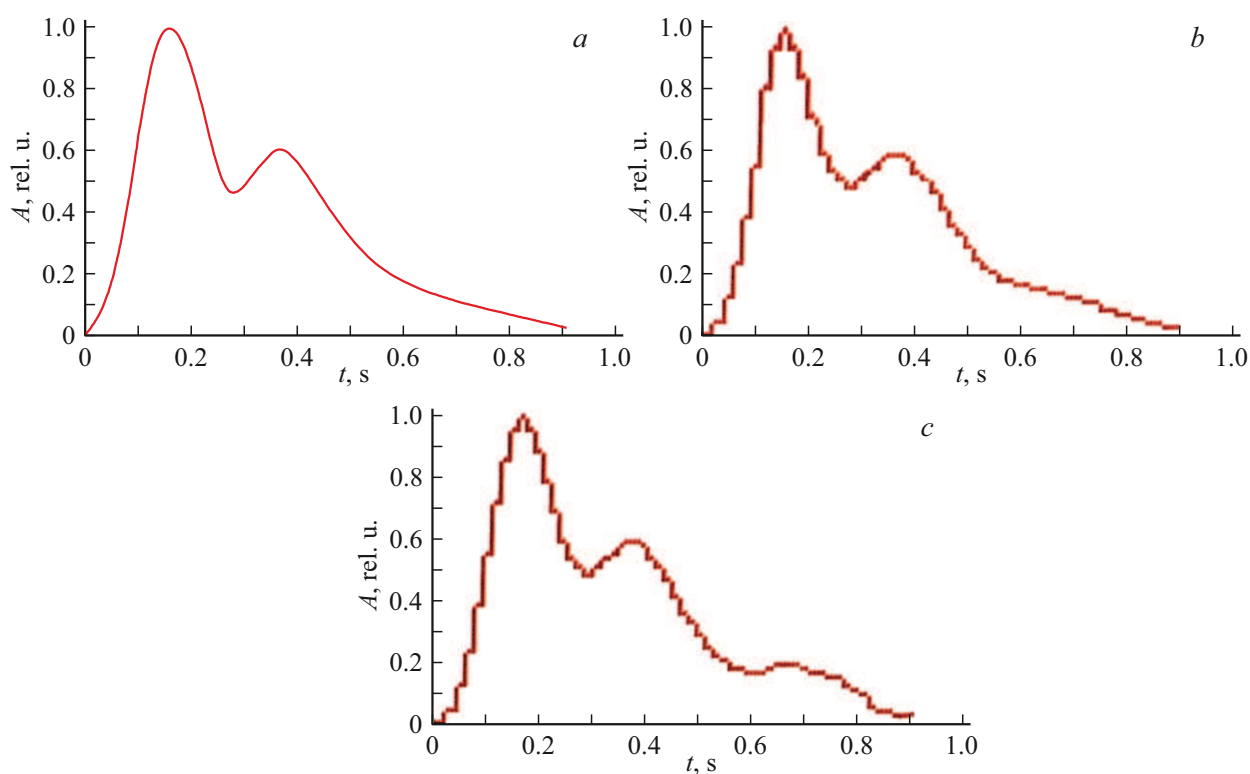


Рис. 3. Зависимость отношения амплитуд АИ регистрируемого сигнала пульсовой волны для различных устройств регистрации лазерного излучения в конструкции оптического датчика: *a* — фотодиод, *b* — ПЗС-матрица, *c* — линейка ПЗС.

возрастом изменяется, включая работу ССС. Поэтому для первичного контроля пациента и решения ряда задач при проведении лечения предпочтительнее использовать оптический датчик с фотодиодом, который регистрирует непрерывную пульсовую волну, хорошо описанную во многих источниках и понятную врачам.

Заключение

Анализ полученных результатов позволяет сделать следующие выводы. Использование линейки ПЗС увеличило отношение S/N в регистрируемом сигнале поглощения более чем на порядок по сравнению с другими типами датчиков, что критично на спаде ПВ, где сигнал в несколько раз слабее, чем в пиках.

Быстродействие линейки ПЗС выше по сравнению с фотодиодом. При амплитуде регистрируемого сигнала, близкой к шуму, у фотодиода возрастает инерционность, которая намного больше, чем при использовании электронных ям в линейке ПЗС.

Использование автоматической настройки мощности излучения в зависимости от параметров ступеней ПВ в максимумах также повысило S/N в регистрируемом сигнале ПВ в новом датчике (датчике с фотодиодом используются средние мощности порядка 1.2 mW, чтобы не получить насыщение на тонких сосудах). Это позволило получить третьи максимумы в структуре сигнала ПВ у

двух молодых людей, которые активно занимаются спортом (ориентирование и троеборье), при ее регистрации новым датчиком. Датчики других типов (с фотодиодом и ПЗС-матрицей) этот пик не регистрируют.

По использованию фотодиода можно еще отметить следующее. Высокая частота опроса датчика на основе фотодиода (258 Hz) в данном случае (слабые изменения оптического сигнала на фронте спада ПВ) играет отрицательную роль, поскольку сигнал не успевает сформироваться до определенного S/N, чтобы обеспечить разрешение по еще одному максимуму.

Рассмотренные ситуации показывают небольшое предпочтение в использовании нового датчика по сравнению с датчиком с фотодиодом для людей с тонкими сосудами и искаженной их конфигурацией по структуре пальца. Датчик с линейкой ПЗС быстро настроится на оптимальный режим работы, а для датчика с фотодиодом необходимо будет подбирать его положение на пальце по появлению сигнала. Это может создать нервозность у пациента без врача, и результаты измерений будут недостоверными.

Однако, несмотря на отмеченные недостатки при регистрации ПВ с использованием датчика с фотодиодом, его применение для оценки состояния человека более предпочтительно как по обработке сигнала ПВ, так и по наличию базы данных по ПВ. Поэтому с учетом всех полученных нами в ходе исследования данных предлагается для получения более обширной

информации о форме ПВ использовать два типа датчиков: с фотодиодом для ее регистрации и последующей обработки со сравнением с данными в различных базах и с линейкой ПЗС для определения третьего пика и других невидимых с помощью фотодиода деталей, которые, возможно, позволят выявлять патологию на ранней стадии. Это, по сути, можно считать новой методикой контроля состояния ССС, которая показывает в приведенных примерах высокую эффективность.

Этические аспекты

Регистрация пульсовых волн оптическими датчиками неинвазивными методами, прототипы которых находятся в свободной доступе для любых граждан, не требует специальных разрешений и выполнена с согласия пациентов без указания в статье их персональных данных.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] A.F. Guedes, F.A. Carvalho, C. Moreira, J.B. Nogueira, N.C. Santos. *Nanoscale*, **9** (39), 14897 (2017). DOI: 10.1039/c7nr03891g
- [2] C. Leitão, V. Ribau, V. Afreixo, P. Antunes, P. André, J.L. Pinto, P. Boutouyrie, S. Laurent, J.M. Bastos. *Hypertens Res.*, **41** (11), 904 (2018). DOI: 10.1038/s41440-018-0089-2
- [3] E.D. Gommer, E. Shijaku, W.H. Mess, J.P.H. Reulen. *Medical and Biological Engineering and Computing*, **48** (12), 1243 (2010). DOI: 10.1007/s11517-010-0706-y
- [4] J.-W. Luo, S.-W. Guo, Sh.-Sh. Cao, N. Lin, Zh.-Sh. Ye, Sh.-Ch. Wei, X.-Y. Zheng, M.-M. Guo, X.-R. Meng, F.-M. Huang. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, **2016**, 2468254 (2016). DOI: 10.1155/2016/2468254
- [5] R. Guo, Y. Wang, H. Yan, J. Yan, F. Yuan, Zh. Xu, G. Liu, W. Xu. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, **2015**, 895749 (2015). DOI: 10.1155/2015/895749
- [6] A. Mehmood, A. Sarouji, M.M.U. Rahman, T.Y. Al-Naffouri. *Scientific Reports*, **13** (1), 19277 (2023). DOI: 10.1038/s41598-023-45933-3
- [7] V.V. Davydov, E.V. Porfir'eva, R.V. Davydov. *Russ. J. Nondestructive Testing*, **58** (9), 847 (2022). DOI: 10.1134/S1061830922090042
- [8] O.K. Baskurt, H.J. Meiselman. *Semin. Thromb. Hemost.*, **29** (5), 435 (2003). DOI: 10.1055/s-2003-44551
- [9] R. Davydov, A. Zaitceva, V. Davydov, D. Isakova, M. Mazing. *J. Personalized Medicine*, **13** (3), 443 (2023). DOI: 10.3390/jpm13030443
- [10] P. Miller, J. Wang. *Optics and Lasers in Engineering*, **151** (3), 106919 (2022). DOI: 10.1016/j.optlaseng.2021.106919
- [11] E. Andreozzi, R. Sabbadini, J. Centracchio, P. Bifulco, A. Irace, G. Breglio, M. Riccio. *Sensors*, **22** (19), 7566 (2022). DOI: 10.3390/s22197566
- [12] S. Zaunseder, A. Vehkaoja, V. Fleischhauer, C.H. Antink. *Biomedical Signal Processing and Control*, **74** (3), 103538 (2022). DOI: 10.1016/j.bspc.2022.103538
- [13] P.B. Давыдов, М.А. Якушева, Е.В. Порфирьева, В.В. Давыдов, Д.Д. Исакова, С. Мсукар. *ЖТФ*, **94** (9), 1466 (2024). DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58666.29-24
- [14] X.-W. He, J. Park, W.-S. Huang, G. Zhu, S. Wu. *BMC Cardiovascular Disorders*, **22** (4), 9 (2022). DOI: 10.1186/s12872-022-02456-5
- [15] Sh. Tan, J. Wei, H. Chen, T. Zhang, X. Wu, Yo. Deng, H. Zuo. *Research on Biomedical Engineering*, **38** (4), 1103 (2022). DOI: 10.1007/s42600-022-00244-w
- [16] M.S. Mazing, A.Y. Zaitceva, Y.Y. Kislyakov, S.A. Avdyushenko. *International J. Pharmaceutical Research*, **12**, 1974 (2020). DOI: 10.31838/iipr/2020.SP2.355
- [17] Y.A. Gataulin, D.K. Zaitsev, E.M. Smirnov, A.D. Yukhnev. *Russ. J. Biomechanics*, **23** (1), 58 (2019). DOI: 10.15593/RJBiomech/2019.1.07
- [18] A.S. Grevtseva, K.J. Smirnov, K.V. Greshnevnikov, V.Yu. Rud, A.P. Glinushkin. *J. Physics: Conf. Series*, **1368** (2), 022072 (2019). DOI: 10.1088/1742-6596/1368/2/022072
- [19] B. Wu, M. Li, Yi. Lu, Yo. Tang, Z. Wei. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, **885 LNEE**, 2137 (2022). DOI: 10.1007/978-981-19-1309-9_198
- [20] A.Y. Zaitseva, L.P. Kislyakova, Y.Y. Kislyakov, S.A. Avduchenko. *J. Phys.: Conf. Series*, **1400** (3), 033022 (2019). DOI: 10.1088/1742-6596/1400/3/033022
- [21] R.V. Davydov, V.V. Yushkova, V.V. Davydov, A.P. Glinushkin, A.V. Stirmanov, V.Yu. Rud. *J. Phys.: Conf. Series*, **1410** (1), 012067 (2019). DOI: 10.1088/1742-6596/1410/1/012067
- [22] Q. He, Zh. Sun, Yu. Li, W. Wang, R.K. Wang. *Biomedical Optics Express*, **12** (5), 2919 (2021). DOI: 10.1364/boe.423160
- [23] M.M. Guzenko, M.S. Mazing, A.Y. Zaitseva. *Biophysics (Russian Federation)*, **68** (2), 306 (2023). DOI: 10.1134/S0006350923020069
- [24] A.S. Grevtseva, K.J. Smirnov, V.Yu. Rud. *J. Phys.: Conf. Series*, **1135** (1), 012056 (2018). DOI: 10.1088/1742-6596/1135/1/012056