

Новый метод экспресс-контроля состояния здоровья человека с использованием сигналов поглощения лазерного излучения

Е.А. Жесткая^{1,*}, Р.В. Давыдов^{2,3,†}, В.В. Давыдов^{1,4,‡}, М.А. Якушева^{1,§}, С. Мсукар^{3¶}

¹Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. проф. М. А. Бонч-Бруевича, факультет инфокоммуникационных сетей и систем, кафедра фотоники и линий связи
Россия, 193232, Санкт-Петербург, пр. Большевиков д.22, к. 1

²Алферовский университет, кафедра биоинформатики и математической биологии
Россия, 194021, Санкт-Петербург, улица Хлопина, дом 8, корпус 3, литер А

³Санкт-Петербургский Политехнический университет Петра Великого, институт компьютерных наук и кибербезопасности, высшая школа управления кибер-физическими системами
Россия, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д. 29

⁴Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, институт электроники и телекоммуникаций, высшая школа прикладной физики и космических технологий
Россия, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д. 29
(Поступила в редакцию 29.04.2025; подписана в печать 05.05.2025)

Обоснована необходимость разработки методов исследования состояния здоровья человека на основе анализа пульсовых волн, регистрируемых в дальней периферийной зоне с использованием лазерного излучения. Предложена модернизированная конструкция оптического датчика на основе ПЗС-линейки со строчным переносом заряда, обеспечивающая регистрацию сигнала в виде ступенчатой характеристики. Показано, что параметры ступенек коррелируют с функциональным состоянием сердечно-сосудистой системы. Применение ПЗС-линейки расширяет возможности диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по сравнению с выпускаемыми промышленными оптическими датчиками. Разработанная новая методика анализа формы пульсовой волны, которая позволила установить отклонения в работе сердечно-сосудистой системы, ранее не диагностируемые с использованием промышленных оптических датчиков. Эти отклонения были подтвержденные клиническими исследованиями с использованием сертифицированного оборудования.

PACS: 87.19.U-

УДК: 612.16

Ключевые слова: экспресс-диагностика, здоровье человека, кровь, ПЗС линейка, лазерное излучение, пульсовая волна, обработка сигнала.

ВВЕДЕНИЕ

В современном мире постоянно увеличивается число негативных факторов, которые оказывают влияние на окружающую среду [1–6]. Это, в совокупности с увеличением ритма жизни и числом стрессовых ситуаций, оказывает крайне негативное влияние на здоровье человека [7–9]. Люди стали больше уставать, чаще болеть, пандемия еще больше обострила эти проблемные точки [10–14]. В этой ситуации крайне важным становится использование надежных и доступных методов экспресс-контроля состояния здоровья человека [7, 8, 11–16].

Одним из основных направлений среди этих методов является контроль работы сердечно-сосудистой системы человека [8, 11–15, 17]. Это относится как к измерению давления с помощью различных типов датчиков: пьезоэлектрических [18, 19], волоконно-оптических [20–22], пьезорезистивных [23, 24] со сво-

ими достоинствами и недостатками. Особое место среди них занимают оптические методы, которые нашли большое применение в различных исследованиях, так как обладают высокой точностью. Поэтому наибольшее предпочтение при регистрации пульсовых волн отдается методам с использованием лазерного излучения. Наибольшее распространение для личного использования получила трансмиссионная пульсоксиметрия с регистрацией пульсовой волны в дальней периферийной зоне. Анализ формы пульсовой волны и ее компьютерное моделирование [25, 26], оценка скорости распространения пульсовой волны [27, 28] позволяют помочь выявить ряд заболеваний, так и определить общее состояние человека.

Для получения дополнительной информации, которая связана с определением индексов ригидности, в настоящее время разработаны различные методики обработки пульсовой волны [29–34]. В этих методиках аналоговый сигнал пульсовой волны с фотоприёмника обрабатывается с использованием различных моделей аналого-цифрового преобразователя (АЦП) с разным числом разрядов и тактовой частотой. Все эти методики направлены на повышения точности измерения положения максимумов и минимумов в пульсовой волне для определения временных интервалов [31–36]. Эти интервалы с использованием данных о росте челове-

* zhestkya@gmail.com

† davydovroman@outlook.com

‡ davydov_vadim66@mail.ru

§ yakusheva.maria666@gmail.com

¶ souhair.msokar@gmail.com

ка, его возрасте и весе позволяют получить дополнительной информации. Эта информация в ряде случаев позволяет установить некоторые заболевания, связанные с сердечно-сосудистой системой. Повышение точности определения временных интервалов с использованием новых моделей АЦП информации для выявления новых заболеваний и отклонений в состоянии здоровья человека не дает. Поэтому требуется иной подход к расширению возможностей трансмиссионной пульсоксиметрии, так как жизнь изменяется, появляются новые болезни, которые необходимо выявлять на ранней стадии. В нашей работе предлагается один из возможных вариантов решения такого похода при решении этой сложной задачи.

1. МОДЕРНИЗИРОВАННАЯ КОНСТРУКЦИЯ ОПТИЧЕСКОГО ДАТЧИКА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ПОГЛОЩЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Проведенные нами исследования показали, что получить дополнительную информацию из пульсовой волны после обработки её с использованием АЦП уже сложно. Это связано с двумя причинами. Передаточная функция любого АЦП вносит изменения в ряд индивидуальных характеристик формы пульсовой волны, которые присущи каждому человеку. Восстановить эти особенности, а также характерные черты, которые могут быть связаны с рядом заболеваний или строением организма повышением разрядности и тактовой частоты, невозможно. Второе — число ступенек и их параметры на фронтах пульсовой волны после их обработки будет определяться тактовой частотой АЦП и разрядностью. При использовании разных АЦП для обработки сигналов пульсовой волны после фотоприемника (например, тактовая частота различается на порядок, разрядность одинакова — 14 бит) будут разные параметры ступенек в фронтах пульсовой волны и разные искажения. Эту проблему в современных конструкциях датчиков для пульсоксиметров частично решается использованием для регистрации сигнала пульсовой волны ПЗС матрицы с различной разрядностью и числом пикселей (стандартный вариант 2080 на 64 пикселей) с покадровым переносом. При формировании изображения пульсовой волны на экране монитора прибора и последующей её обработки вырезается строка через зону, где располагается максимум сигнала. При этом отношение сигнал/шум уменьшается, так как при формировании ступенек в строке считывается весь шум с ПЗС матрицы (кадровый перенос), а полезный сигнал только с определенного пикселя. Кроме того, в оптических датчиках пульсовой волны нельзя использовать ПЗС с малым значением электронов в пикселе (глубина ямы пикселя) для обеспечения высокой чувствительности, так как сложно реализовать охлаждение. Это также уменьшает разрешающую способность датчика, особенно при слабых сигналах пульсовой волны

(тонкие сосуды, пониженное кровообращение и другое).

Поэтому нами предлагается для регистрации лазерного излучения использовать линейку приборов с зарядовой связью (ПЗС) со строчным переносом заряда. Это позволяет исключить ряд отмеченных ранее недостатков при использовании фотодиодов и ПЗС матриц. Для регистрации лазерного излучения прошедшего через кровеносные сосуды и мягкие ткани была использована опытный образец ПЗС линейки, изготовленной в ЦНИИ «Электрон» (аналог линейек, выпускаемых компанией Hamamatsu). В таблице 1 представлены параметры данной линейки.

На рис. 1 представлена структурная схема регистрации сигнала пульсовой волны с использованием линейки ПЗС в дальней периферийной зоне. Принцип регистрации пульсовой волны по сравнению с ранее используемыми конструкциями датчиков не изменяется. Для получения максимального отношения сигнал/шум регистрируемого сигнала поглощения, на основании которого формируется пульсовая волна, используются две длины волны $\lambda_1 = 660$ нм (красная область) и $\lambda_2 = 940$ нм (ближний ИК). Лазерное излучение в ИК области спектра на λ_2 оказывает максимальное воздействие на оксигемоглобин, а лазерное излучение в красной области спектра на λ_1 — на гемоглобин [35, 36]. Такое одновременное комбинационное воздействия на два типа гемоглобина, который содержится в крови, позволяет увеличить отношение сигнал/шум на порядок. Этот способ реализован во всех промышленных пульсоксиметрах.

Особенностью использования датчика с линейкой ПЗС является то, что при его установке на палец надо более внимательно следить за его расположением, так как уменьшается область регистрации лазерного излучения (сигнала поглощения на кровеносном сосуде и тканях) на фоточувствительных сенсорах. Данный факт также присущ оптическим датчикам, в которых используются фотоприемник и ПЗС матрицы [33–36], но там положение пальца относительно оптических элементов менее критично, по сравнению с использованием линейки ПЗС. В последних выпускаемых моделях конструкций пульсоксиметров есть несколько комплектов оптических датчиков на различные типовые размеры и конфигурации пальца. При современном развитии 3D-печати можно для пользователя на месте изготовить данный датчик под его размер пальца (это несущественно отразится на стоимости прибора).

В этом случае форма сигнала пульсовой волны формируется в виде ступенек с квантованием каждого уровня, который индивидуален для состояния человека. Этот сигнал с выхода ПЗС линейки (используется схема с двумя выходными каскадами) в цифровой форме поступает на микроконтроллер. В ПЗС линейках компании «Hamamatsu» используется схемы с четырьмя выходными каскадами (чтобы выходная частота была 25 МГц). В данном случае в схеме обработки сигнала пульсовой волны АЦП не требуется, как

Таблица. Основные технические характеристики ПЗС-линейки

Разрядность	8 bit
Глубина ямы пикселя	250 000e (по напряжению, прикладываемому к электродам для переноса зарядового пакета -8 В)
Темновой ток (средний)	60 ke/pixel/s
Шум считывания	100e rms
Динамический диапазон (глубина ямы/шум считывания)	2500
Максимальная выходная частота при двухфазном регистре	10 MHz

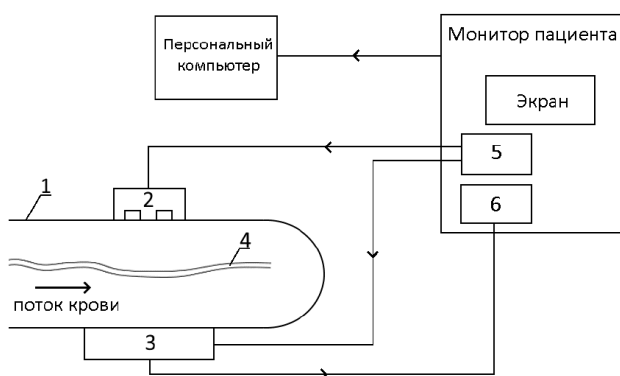


Рис. 1. Структурная схема для регистрации сигнала пульсовой волны: 1 — палец руки; 2 — устройство для размещения двух полупроводниковых лазеров с $\lambda_1 = 660\text{ нм}$ и $\lambda_2 = 940\text{ нм}$; 3 — ПЗС линейка; 4 — кровеносный сосуд; 5 — многофункциональный блок питания; 6 — микроконтроллер

в ранее используемых пульсоксиметрах с фотодиодами, для регистрации оптического сигнала. Это является новым по сравнению с ранее используемыми ранее методиками. При этом сохраняются функции, которые были присущи ранее используемым пульсоксиметрам по измерению пульса, процента насыщения гемоглобина кислородом, амплитуд пиков и временных интервалов между ними. Погрешность определения положения пиков в пульсовой волне увеличивается незначительно.

На рис. 2 в качестве примера представлен результат применения нового датчика для регистрации пульсовой волны по сравнению с датчиком на ПЗС матрице.

Два сигнала пульсовой волны (рис. 2) зарегистрированы у одного и того же пациента в интервале времени (менее чем 3 мин) с использованием двух различных оптических датчиков (с ПЗС матрицей и линейкой ПЗС). С использованием датчика с линейкой ПЗС удалось выявить дополнительный (третий пик) в сигнале пульсовой волны при обследовании пациента через несколько минут после первого обследования с датчиком с ПЗС матрицей. Это принципиально новый результат, который ранее получить было крайне

сложно.

Анализ полученных данных показывает, что частота повторения пульсовой волны составляет менее 2 Гц (сигнал низкочастотный). Частота дискретизации не превышает 100 Гц. В этом случае быстродействие ПЗС линейки не так важно при регистрации сигнала поглощения лазерного излучения от кровеносных сосудов и мягких тканей. Для обеспечения необходимой точности измерения зарядового пакета в ПЗС линейки достаточно 8 или 10 бит. Для слабых сигналов от тонких кровеносных сосудов лучше использовать линейку с разрядностью 14 или 16 бит. Другой вариант, который сейчас реализован во многих промышленных пульсоксиметрах, связан с регулировкой мощности лазерного излучения.

Необходимо также отметить, что все особенности работы сердечно-сосудистой системы человека в форме фронтов пульсовой волны при её регистрации с использованием нового датчика присутствуют в отличие от ранее регистрируемых другими датчиками пульсовых волн [8, 10–12]. Это позволяет при обработке сигнала пульсовой волны получить новую дополнительную информацию о работе сердечно-сосудистой системы к ранее получаемой после обработки данных о пульсе, насыщении кислородом гемоглобина в крови, амплитуд и временных интервалов между пиками в пульсовой волне.

2. НОВАЯ МЕТОДИКА ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

При использовании нового разработанного датчика структура формирования сигнала пульсовой волны изменяется, также частично изменяется её форма. Это обстоятельство создает сложности с использованием ранее разработанных методик для обработки пульсовых волн. Поэтому нами была разработана новая методика для обработки различных пульсовых волн. На рис. 3 представлен один период пульсовой волны, регистрируемой линейкой ПЗС с переносом зарядов с отмеченными временными интервалами. Количество пиков и их параметры (амплитуда и длительность) будут раз-

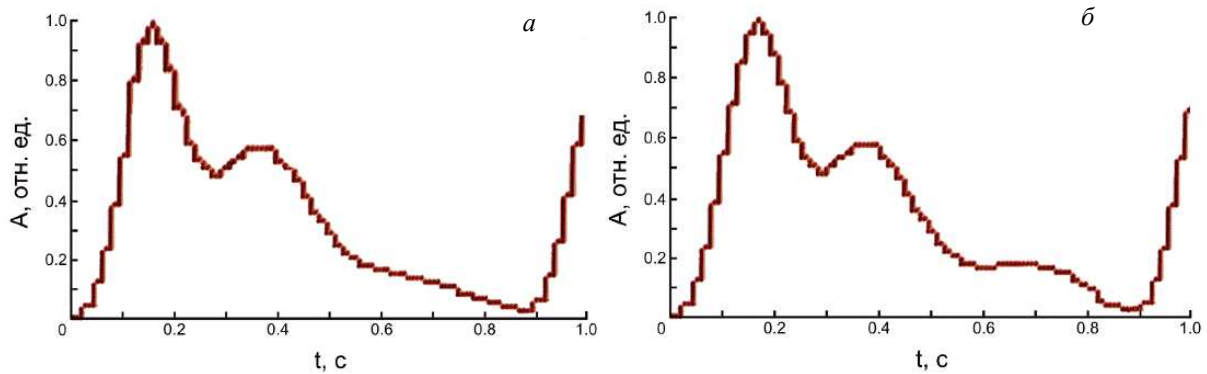


Рис. 2. Зависимость отношения амплитуд регистрируемого сигнала пульсовой волны для различных устройств регистрации лазерного излучения в конструкции оптического датчика: *а* — ПЗС матрица, *б* — линейка ПЗС

ные для каждого человека, а также будут зависеть от его эмоционального и 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_{max1} , от A_{n-k} до A_{max2} и A_{n-q} до A_{max3}), фронты спада (от A_{max1} до A_{n-k} , от A_{max2} до A_{n-q} и от A_{max3} до A_n) и область трех пиков.

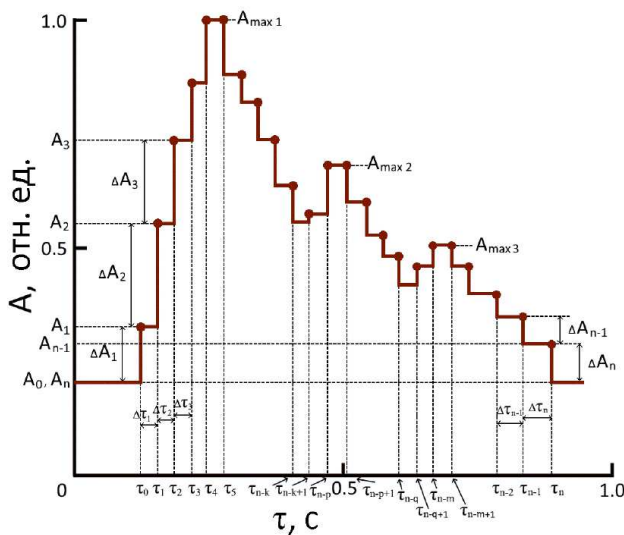


Рис. 3. Форма пульсовой волны при её регистрации в дальней периферийной зоне (на пальце руки)

Так как при формировании сигнала пульсовой волны использовался принцип квантования уровней, который заложен в работе устройств с ПЗС, необходимо использовать математические функции на основе рядов. Для описания максимумов нами была разработана следующая функция F :

$$F(t_n) = F\left(\sum_{i=m-p}^{m+p} \Delta\tau_n\right) = \left|\frac{A_n - A_{n-1}}{\Delta\tau_n}\right| \quad (1)$$

где m — номер ступеньки соответствующего максимума, p — коэффициент, зависящий от возраста человека, который выбирается от 1 до 3 с учетом формы пульсовой волны (для третьего максимума, он может быть меньше, чем для первого и второго). Далее с учетом p для каждого максимума определяется значение t_n (временной интервал в периоде пульсовой волны, на котором исследуется данный максимум).

Проведенные нами исследования показали, что с увеличением возраста человека параметры ступенек в этой области существенно изменяются. Поэтому функция $F(t)$ содержит дополнительную переменную p .

Для описания фронта нарастания пульсовой волны была разработана функция $\Phi(t)$. Для обработки участка от первого минимума до первого максимума нами была разработана следующая функция Φ_1 :

$$\Phi_1(t) = \sum_{i=1}^{m_1} \left(A_n \sum_{j=1}^{m_1} \left(\frac{\Delta\tau_j p}{\Delta T_{m_1}(m_1 - 1)} \right)^j \right), \quad (2)$$

где m_1 — номер ступеньки, соответствующей первому максимуму, n — номер ступеньки, соответствующий моменту времени t , A_n — амплитуда ступеньки, $\Delta\tau_n$ — длительность ступеньки, $\Delta T_{m_1} = \sum_{i=1}^{m_1} \Delta\tau_i$ — длительность первого фронта нарастания.

Следующий участок от первого минимума до второго максимума может быть описан функцией Φ_2 .

$$\Phi_2(t) = \sum_{i=k_1}^{m_2} \left(A_n \sum_{j=1}^{m_2-k_1+1} \left(\frac{\Delta\tau_{j+k_1-1} p}{\Delta T_{m_2}(m_2 - 1)} \right)^j \right), \quad (3)$$

где m_2 — номер ступеньки, соответствующей второму максимуму, k_1 — номер ступеньки, соответствующей первому минимуму, $\Delta T_{m_2} = \sum_{i=k_1}^{m_2} \Delta\tau_i$ — длительность второго фронта нарастания.

Следующий участок от второго минимума до третье-

го максимума может быть описан функцией Φ_3 .

$$\Phi_3(t) = \sum_{i=k_2}^{m_3} \left(A_n \sum_{j=1}^{m_3-k_2+1} \left(\frac{\Delta\tau_{j+k_2-1}p}{\Delta T_{m_3}(m_3-1)} \right)^j \right), \quad (4)$$

где m_3 — номер ступеньки, соответствующей третьему максимуму, k_2 — номер ступеньки, соответствующей второму минимуму, $\Delta T_{m_3} = \sum_{i=k_2}^{m_3} \Delta\tau_i$ — длительность третьего фронта нарастания.

Для описания фронтов спада пульсовой волны предлагается использовать функцию с экспонентой с последующим сшиванием на границах.

$$\Psi(t) = A_m \left(e^{\frac{-t \cdot p}{(n-m)\Delta\tau_k}} \frac{(A_{k-1} - A_k)(n-m)}{p} \right), \quad (5)$$

где на t накладываются следующие ограничения $\tau_m < t$, $\tau_{k-1} \leq t < \tau_k$, k — номер ступеньки спада, A_m — амплитуда максимума от которого отсчитывается спад, n — номер ступеньки на которой заканчивается спад, m — номер ступеньки максимума, от которого отсчитывается спад, $\Delta\tau_k$ — длительность ступеньки, A_{k-1} — амплитуда ступеньки от начала отсчета (для первого отсчета это будет максимум в пике пульсовой волны), A_k — амплитуда ступеньки по направлению фронта спада пульсовой волны.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ОБСУЖДЕНИЕ

Для проверки адекватности, разработанной нами методики обработки сигнала пульсовой волны, регистрируемой с использованием нового датчика, был проведен ряд исследований. На рис. 4 в качестве примера представлены два сигнала пульсовой волны, зарегистрированные от людей близкого возраста с использованием нового датчика. Эти сигналы обработаны по ступенькам, которые соответствуют при регистрации пульсовой волны квантованию уровней на линейке ПЗС.

На рис. 5 представлены результаты исследования изменения формы пульсовой волны в районе максимумов двух волн (рис. 4).

Полученные данные в результате обработки гребней пульсовых волн позволяют установить четкие различия по характеру изменения их во времени, которое сложно выявить при визуальном контроле форм этих волн на экране, особенно при долгосрочном мониторинге состояния здоровья человека.

На рис. 6 представлены результаты исследования фронтов нарастания пульсовой волны до локальных максимумов (рис. 4)

В отличие от исследований фронтов нарастания пульсовой волны, которые проводятся по сигналам пульсовой волны после обработки её АЦП другими методами [18–32], анализ полученных нами новых данных более четко показывает устойчивое артериальное

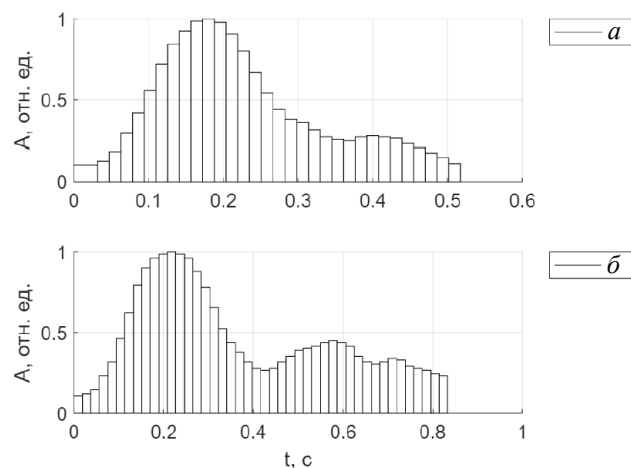


Рис. 4. Форма пульсовой волны: a — мужчина 21 год, b — мужчина 22 года

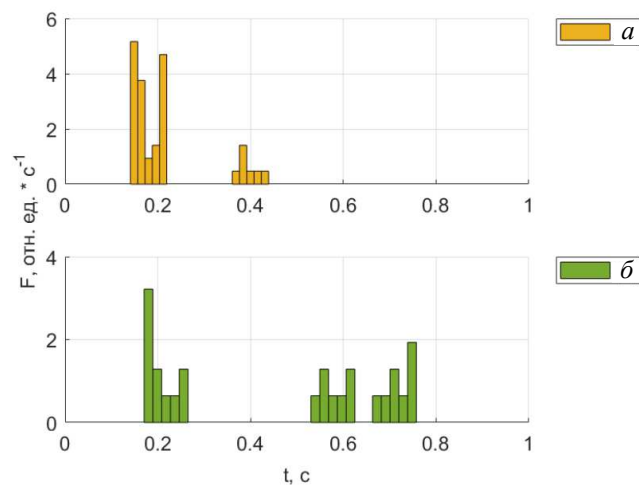


Рис. 5. Результаты обработки гребней пульсовой волны: a — мужчина 21 год, b — мужчина 22 года

и венозное кровенаполнение и возможное наличие признаков сердечной недостаточности (пациент в возрасте 21 год). Новые данные от обработки пульсовой волны позволят врачу более обоснованно рекомендовать пациенту пройти дополнительное обследование для установления окончательного диагноза. Необходимо также отметить, что установленные нами в результате исследований пульсовых волн проблемы с работой сердца у одного из пациентов были подтверждены исследованиями на других устройствах.

На рис. 7 представлены результаты исследования фронтов спада пульсовых волн (рис. 4).

Полученные новые зависимости позволяют получить дополнительную информацию о динамике изменения скорости релаксационных процессов, особенно это важно между первым максимумом и минимумом (до прихода отраженной волны от полулунных клапа-

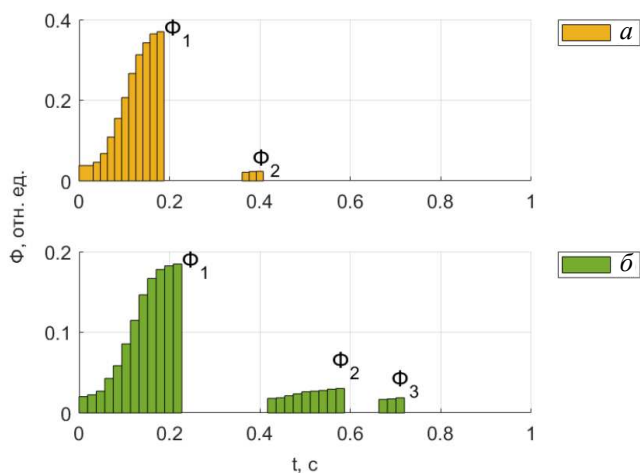


Рис. 6. Результаты обработки фронта нарастания пульсовой волны: *а* — мужчина 21 год, *б* — мужчина 22 года

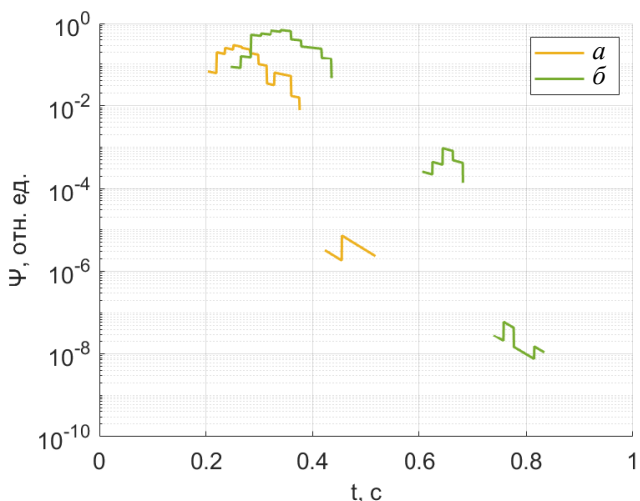


Рис. 7. Результаты обработки фронтов спада пульсовой волны: *а* — мужчина 21 год, *б* — мужчина 22 года

нов).

Стоит отметить, что обработка пульсовых волн с использованием применяемых в настоящее время методов данную информацию получить не позволяет. Существенным отличием двух фронтов спада является

наличие двух «выбросов» на рис. 7, *а* и только одного выброса на рис. 7, *б*. Два выброса получены в пульсовой волне, зарегистрированной у пациента, который страдает сердечной недостаточностью, подтвержденной клиническими обследованиями. У пациента, у которого в состоянии сердечно-сосудистой системы в настоящее время отклонений не установлено, наблюдается только один «выброс».

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты показали целесообразность применения разработанного нами нового датчика и методики для обработки сигнала пульсовой волны, регистрируемой с его использованием. Сравнение данных, полученных при использовании различных оптических датчиков (с ПЗС матрицей и линейкой ПЗС) показали, что достоверность определения отклонений в работе сердечно-сосудистой системы увеличивается от 1.5 до 3 раз в зависимости от возрастной группы пациентов. Обследование проводилось в трех возрастных группах по 100 человек в каждой. В дальнейшем пациенты с выявленными отклонениями проходили клиническое обследование, которое подтверждало наличие выявленных отклонений. На основе результатов клинического обследования можно делать вывод о степени достоверности, предлагаемой нами экспресс-диагностики с использованием новых разработок. Обработка всех полученных данных об исследованиях, включая клинические, по всем трем возрастным группам показала, что достоверность определения отклонения в состоянии здоровья человека с использованием нового датчика и методики увеличилась до 74% по сравнению с 67% при использовании датчика с ПЗС матрицей.

Необходимо отметить, что использование новой разработанной нами конструкции оптического датчика не снижает функциональные возможности пульсоксиметра по скорости регистрации пульсовой волны, а также доступности измерений и их числу за определенный период времени по сравнению с ранее используемыми конструкциями оптических датчиков. Дополнительных источников напряжения для функционирования нового датчика включать в конструкцию пульсоксиметра не требуется. Обработка информации, как и в ранее используемых методах, осуществляется на персональном компьютере. Для врача и рядового пользователя дополнительных сложностей при эксплуатации пульсоксиметра не добавилось.

- [1] Костик Н.Р., Сипатдинов А.М., Бобыль А.В., Эрк А.Ф. // Электротехнологии и электрооборудование в АПК. **68**, № 3. 86 (2021).
- [2] Gafurov M., Ganeeva Yu., Yusupova T. et al. // Nanomaterials. **12**, N 23. 4218. (2022).
- [3] Давыдов В.В., Мязин Н.С., Макеев С.С., Дудкин В.И. // Измерительная техника. № 5. 36 (2020).

- [4] Бобыль А.В., Забродский А.Г., Малышкин В.Г. и др. // Известия Российской академии наук. Энергетика. № 1. 46 (2018).
- [5] Овсенко Г.А., Кашаев Р.С., Чупаев А.В. // Вода: химия и экология. № 3. 18 (2023).
- [6] Давыдов В.В., Гребеникова Н.М., Смирнов К.Я. // Измерительная техника. № 6. 37 (2019).

- [7] Марусина М.Я., Карасева Е.А. // Российский электронный журнал лучевой диагностики. **8**, № 3. 107 (2018).
- [8] Гузенко М.М., Мазинг М.С., Зайцева А.Ю. // Биофизика. **68**, № 2. 389 (2023).
- [9] Marusina M.Y., Karaseva E.A. // Asian Pacific Journal of Cancer Prevention. **19**, N 10. 2771 (2018).
- [10] Фадеева И.В., Форысенкова А.А., Трофимчук Е.С. и др. // Изв. Академии наук. Сер. хим.. № 3. 543 (2022)
- [11] Давыдов В.В., Порфирьева Е.В., Давыдов Р.В. // Дефектоскопия. № 9. 56 (2022).
- [12] Зайцева А.Ю., Кисляков Ю.Я., Мазинг М.С., Давыдов В.В. // Научное приборостроение. **30**, № 4. 113 (2020).
- [13] Zaichenko K., Gurevich B., Kordyukova A. et al. // IEEE Xplore. Proceedings of 2022 International Conference on Electrical Engineering and Photonics (EEExPolytech). 320-323.
- [14] Zaichenko K., Afanasenko A., Kordyukova A. et al. // IEEE Xplore. Proceedings of 2022 International Conference on Electrical Engineering and Photonics (EEExPolytech). 83-86.
- [15] Mazing M.S., Davydov V.V., Zaitceva A.Y. et al. // International Journal of Pharmaceutical Research. **12**, N 2. 1974 (2020).
- [16] Deng Y., Paul D.R. // Int.J. Behav. Med. **25**. 322 (2018).
- [17] Naumova V.V., Davydov V.V., Mazing M.S., Zaitceva A.Yu. // St. Petersburg State Polytechnical University Journal. Physics and Mathematics. **15**, N S3.2. 206 (2022).
- [18] Zapata-Lamana R., Poblete-Valderrama F., Ledezma-Dames A. et al. // Soc. Sci. **11**. 265 (2022).
- [19] Guedes A.F., Carvalho F.A., Moreira C. et al. // Nanoscale. **9**, N 39. 14897 (2017).
- [20] Dagdeviren C., Su Y., Joe P. et al. // Nat. Commun. **5**. 4496 (2014).
- [21] Rosic T., Petrina N., Baysari M. et al. // Int. J. Med. Inform. **162**. 104735 (2022).
- [22] Yinli W., Yaonan Y., Xueyong W., Fumio N. // Advanced Materials Technologies. **7**. 2200318 (2022).
- [23] Cheng-Yan G., Kuan-Jen W., Hsieh T.L. // Sensors. **21**. 6915 (2021).
- [24] Poeggel S., Tosi D., Duraibabu D. et al. // Sensors. **15**. 17115 (2015).
- [25] Liangye L., Yanpeng L., Liuyang Y. et al. // IEEE Sensors Journal. **21**, N 3. 3049 (2021)
- [26] Perezcampos M.C.; Gutiérrez G.J., Cano Pérez J.L. et al. // Biosensors. **11**. 58 (2021).
- [27] Nguyen T.-V., Mizuki Y., Tsukagoshi T. et al. // Sensors. **20**. 1052 (2020).
- [28] Washim R.A., Mahanth P. // Sensors and Actuators A: Physical. **301**. 111756 (2020).
- [29] Charlton P.H., Harana J.M., Vennin S. et al. // Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. **317**. 1062 (2019).
- [30] Fine J., McShane M.J., Coté G.L., Scully C.G. // Biosensors. **12**. 598 (2022).
- [31] Sequi-Domínguez I., Cavero-Redondo I., Álvarez-Bueno C. et al. // J. Clin. Med. **9**. 2080 (2020).
- [32] Chou P.-R., Wu P.-Y., Wu P.-H et al. // J. Pers. Med. **12**. 636 (2022).
- [33] Kouz K., Scheeren T.W.L., de Backer D., Saugel B. // Anesthesiology. **134**. 119 (2021).
- [34] Saugel B., Kouz K., Scheeren T.W.L. et al. // British Journal of Anaesthesia. **125**. N 25–37. 119 (2020).
- [35] Grevtseva A.S., Smirnov K.J., Greshnevnikov K.V. et al. // Journal of Physics: Conference Series. **1368**, N 2. 022072 (2019).
- [36] Grevtseva A.S., Smirnov K.J., Davydov V.V., Rud V.Yu. // Journal of Physics: Conference Series. **1135**, N 1. 012056 (2018).

New method for monitoring pulse wave parameters in express diagnostics of human health

E.A. Zhestkay^{1,a}, R.V. Davydov^{2,3,b}, V.V. Davydov^{1,4,c}, M. A. Yakusheva^{1,d}, S. Msokar^{3,e}

¹The Bonch-Bruевич Saint Petersburg State University of Telecommunications, Faculty of Infocommunication Networks and Systems, Department of Photonics and Communication Lines
Russia, 193232, St. Petersburg

²Alferov University, Department of Bioinformatics and Mathematical Biology
Russia, 194021, St. Petersburg

³Peter the Great St.Petersburg Polytechnic University, Institute of Computer Science and Technology,
Higher School of Cyberphysical Systems & Control
Russia, 195251, St. Petersburg

⁴Peter the Great St.Petersburg Polytechnic University, Institute of Electronics and Telecommunications,
Higher School of Applied Physics and Space Technology
Russia, 195251, St. Petersburg

E-mail: ^azhestkya@gmail.com, ^bdavydovroman@outlook.com, ^cdavydov_vadim66@mail.ru, ^dyakusheva.maria666@gmail.com, ^esouhair.msokar@gmail.com

The necessity of searching for new solutions in the study of the state of human health using pulse waves recorded in the far peripheral zone on the basis of a laser radiation absorption signal is substantiated. A new design of an optical sensor has been developed using a CCD line with horizontal charge transfer for recording a pulse wave signal in the form of steps. It has been established that the parameters of the steps reflect the features of the work of the human cardiovascular system, which makes it possible to obtain new information, in contrast to the previously used methods for recording pulse waves. A new technique has been developed to study changes in the shape of pulse wave fronts and crests. The new results obtained with its use on changes in the functioning of the cardiovascular system were confirmed when examining patients on certified medical equipment in a clinical setting.

PACS: 87.19.U-

Keywords: express diagnostics, human health, blood, pulse wave, signal processing.

Received 29 April 2025.

Сведения об авторах д

1. Жесткая Екатерина Алексеевна — студентка 3 года обучения; e-mail: zhestkya@gmail.com.
2. Давыдов Роман Вадимович — канд. физ-мат. наук, зав. кафедрой биоинформатики и математической биологии; e-mail: davydovroman@outlook.com.
3. Давыдов Вадим Владимирович — доктор физ-мат. наук, профессор; e-mail: davydov_vadim66@mail.ru.
4. Якушева Мария Андреевна — аспирантка; e-mail: yakusheva.maria666@gmail.com
5. Мсукар Сухайр — студентка 2 курса магистратуры; e-mail: souhair.msokar@gmail.com.