

01

## Новые методики регистрации и обработки сигналов поглощения лазерного излучения в дальней зоне кровотока человека

© Р.В. Давыдов,<sup>1,2,3</sup> М.А. Якушева,<sup>1</sup> Е.В. Порфирьева,<sup>1</sup> В.В. Давыдов,<sup>1,3</sup> Д.Д. Исакова,<sup>3</sup> С. Мсукар<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,  
195251 Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Алферовский университет,  
194021 Санкт-Петербург, Россия

<sup>3</sup> Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича,  
193232 Санкт-Петербург, Россия  
e-mail: davydov\_vadim66@mail.ru

Поступило в Редакцию 3 февраля 2024 г.

В окончательной редакции 1 августа 2024 г.

Принято к публикации 2 августа 2024 г.

Обоснована необходимость продолжения исследований для расширения возможностей метода экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека в реальном времени с использованием сигнала поглощения (пульсоксиметрия), который регистрируется на пальце руки. Разработана новая конструкция оптического датчика с использованием линейки приборов с зарядовой связью (ПЗС) со строчным переносом заряда для регистрации сигнала пульсовой волны с более высоким отношением сигнал/шум по сравнению с оптическим датчиком, в котором используется ПЗС-матрица. Для исследования изменения формы фронтов пульсовой волны и ее максимумов (пиков) разработана новая универсальная для обработки сигналов пульсовой волны методика. Представлены результаты обработки зарегистрированных у пациентов пульсовых волн с использованием двух типов оптических датчиков в окрестности максимумов, фронтов нарастания и спада. Обоснована перспективность использования линейки ПЗС для решения задач калибровки сердечного выброса относительно сигнала пульсовой волны.

**Ключевые слова:** кровоток, пульсовая волна, лазерное излучение, сигнал поглощения, линейка приборов с зарядовой связью, кислород, время, фронт нарастания и спада, погрешность измерения.

DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58666.29-24

### Введение

В условиях ухудшения экологии, ускорения ритма жизни и повышения уровня стрессовой нагрузки люди стали регулярно осуществлять контроль состояния своего здоровья [1–3]. Одним из элементов такого контроля является экспресс-диагностика состояния организма в реальном времени [3–6]. Важно, чтобы человек смог выполнять данную диагностику самостоятельно. В настоящее время широкое распространение среди способов экспресс-диагностики, помимо измерения температуры и давления, получила пульсоксиметрия [3,4,7–9]. К ее достоинствам следует отнести неинвазивность получения данных о характеристиках пульса и процентном насыщении кислородом гемоглобина в пульсирующем потоке крови. Также в отличие от измерений артериального давления отсутствуют ограничения на число измерений за определенный промежуток времени при экспресс-контроле состояния здоровья человека [7–14]. Время, требуемое для получения информации, при регистрации пульсовой волны значительно меньше, чем при измерении артериального давления. Отдельным разделом в пульсоксиметрии является оценка пульсовых волн в динамике (под нагрузками при движении пациента). В отличие от других устройств, которые также

используются для проведения измерений под нагрузкой, например, суточный монитор, датчики пульсовых волн более компактны и создают меньше проблем для пациента при его движении, чем другие устройства. Поэтому их часто используют при продолжительных больших нагрузках, например, беге на длинные дистанции, в велоспорте и пр. Это показывает еще одно преимущество использования пульсоксиметрии по сравнению с другими методами.

Кроме того, как показал опыт эксплуатации пульсоксиметров, они оказались крайне полезным инструментом при тестировании пациентов во время пандемии COVID-19.

Необходимо отметить, что современные конструкции пульсоксиметров и методы обработки сигнала пульсовой волны обладают рядом недостатков [5,13–18]. Основной из них связан с тем, что для определения индекса отражения  $RI$ , который определяется как процентное отношение высоты диастолического компонента периферической пульсовой волны к высоте систолического компонента (индекс отражает состояние тонуса мелких артерий и значения пульсовой волны отражения), используются данные обработки аналогового сигнала с фотоприемника с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) [9,13,19–23]. Индекс ригидности  $SI$

рассчитывается как отношение роста пациента к интервалу времени  $\Delta t$  между систолической и диастолической компонентами пульсовой волны (косвенно оценивает скорость пульсовой волны), также с использованием этих данных. Наблюдается устойчивая тенденция к увеличению разрядности и тактовой частоты АЦП (квантования по уровню), используемого для обработки сигнала пульсовой волны [13,22,23], с целью увеличения точности определения временных интервалов между положением минимумов и максимумов в пульсовой волне, а также для уменьшения погрешности определения соотношений между их амплитудами, при этом частота дискретизации, которая определяется структурой фотоприемника, составляет 258 Hz и остается неизменной. Стоит отметить, что увеличение точности до  $10^{-5}$ – $10^{-6}$  s при определении временных интервалов за счет применения моделей АЦП с высокой тактовой частотой, например 200 MHz, не позволяет врачу получить добавочную информацию, поскольку составляющие сигнала пульсовой волны в таком частотном диапазоне отсутствуют. При увеличении тактовой частоты АЦП структура сигнала пульсовой волны, а также способ ее регистрации не изменяются.

С другой стороны, АЦП с более высокой тактовой частотой стоит намного дороже. Кроме того, передаточная функция АЦП с тактовой частотой 20 MHz вносит больше искажений в сигнал пульсовой волны чем, например, АЦП с тактовой частотой 200 Hz и 1 kHz. Поэтому в приборах для регистрации пульсовых волн на основе фотоприемника в основном стали использовать АЦП с тактовыми частотами, которые по порядку близки к частоте дискретизации.

Все это привело к тому, что возник новый подход по реализации регистрации пульсовой волны с использованием приборов с зарядовой связью (ПЗС). Использование ПЗС оправдано тем, что повышается чувствительность фотоприемного устройства по сравнению с фотодиодами. Есть перспективы в увеличении частоты дискретизации за счет увеличения числа пикселей для исследования различных нестационарных процессов. С другой стороны, при использовании ПЗС-матриц, которые сейчас устанавливаются в оптические датчики, сигнал пульсовой волны формируется в виде „ступенек“ (дискретных уровней). Гладкий и непрерывный характер исходного физиологического сигнала нарушается, что, с точки зрения врача, ухудшает предоставляемые ему данные. При этом информации во фронтах нарастания и спада сигнала пульсовой волны с использованием фотодиода не меньше, чем в сигнале, зарегистрированном ПЗС-матрицей. При невысоких тактовых частотах АЦП, используемого для обработки сигнала от фотоприемника, применение оптического датчика с фотодиодом для регистрации сигнала поглощения лазерного излучения даже более предпочтительно, чем с ПЗС-матрицей. Но есть одно обстоятельство, которое связано с ограничением по мощности излучения лазерных диодов в оптических датчиках: происходит разогрев лазерного

диода по причине ограничения в возможностях отвода тепла от него. Следствием разогрева лазерного диода является изменение длины волны и угла расходимости лазерного излучения, что приводит к ошибкам при измерениях. Кроме того, от фоточувствительного слоя фотодиода отражение лазерного излучения больше, чем от ПЗС-матрицы. Это приводит к ухудшению отношения сигнал/шум при регистрации сигнала поглощения лазерного излучения.

Кроме представленных выше обоснований использования в конструкции оптических датчиков ПЗС-матрицы, имеются еще два фактора, играющих, скорее всего, ключевую роль.

Первый связан с тем, что ПЗС-матрица активно применяется в других оптических системах, технологии по их производству стремительно развиваются, и стоимость их уже сопоставима с фотодиодами, которые для данных оптических систем изготавливаются по отдельной спецификации. Это делает ПЗС-матрицы доступнее при ремонте оптических датчиков и перспективнее с точки зрения производства.

Ко второму фактору можно отнести большие возможности датчиков с ПЗС-матрицами при реализации тестирования сердечно-сосудистой системы механическими сигналами другой частоты (например, более высокой, чем рабочие частоты сердца, составляющие от 0.8 до 2 Hz). В этом случае увидеть (регистрировать) колебания, созданные, например, вибратором снаружи на грудной клетке, можно будет только при высоком временном разрешении (при высокой частоте дискретизации сигнала, которая должна быть порядка 1 kHz и выше). Реализация данного тестирования позволит разработать неинвазивный монитор сердечного выброса.

В такой ситуации возрастают значимость и востребованность новых разработок на основе приборов с зарядовой связью, направленных на повышение отношения сигнал/шум в сигнале пульсовой волны и частоты дискретизации. Это является целью нашей настоящей работы, в которую также будет входить разработка новых методик для обработки зарегистрированных сигналов пульсовых волн с использованием новых оптических датчиков.

## **1. Модернизация конструкции оптической системы для регистрации пульсовой волны с использованием сигнала поглощения лазерного излучения**

Анализ информации о результатах исследований состояния здоровья человека, в которых применялась обработка сигнала пульсовой волны с использованием АЦП [6,13,15–17,20,21], а также опыт работы с пульсоксиметрами, позволил нам установить следующее. Для формирования сигнала пульсовой волны на мониторе или в устройстве индикации прибора в ПЗС-матрице вырезается строка с максимальным значением

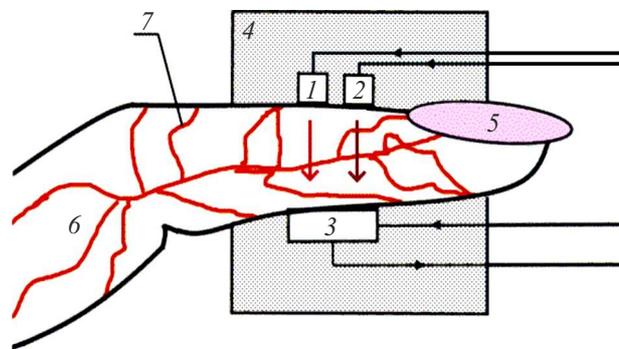
Технические характеристики опытного образца линейки ПЗС

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

амплитуды на пикселе. При таком формировании в пульсовой волне отношение сигнал/шум в „ступеньках“ кривой формируется как отношение сигнала пульсовой волны, регистрируемого на пикселе в вырезаемой строке ко всему шуму ПЗС-матрицы (при покадровом переносе заряда весь шум ПЗС-матрицы со всех пикселей переносится в формируемую строку). Такой способ формирования сигнала пульсовой волны не позволяет применять для его регистрации ПЗС-матрицы с малым значением электронов в пикселе (глубина ямы пикселя). Использование пикселя с малой ямой позволяет получать высокую чувствительность при регистрации сигнала поглощения лазерного излучения. При низком уровне сигнала поглощения лазерного излучения достоверность информации в пульсовой волне снижается. Пики малой амплитуды могут быть не зарегистрированы или их идентификация в структуре пульсовой волны может быть затруднена.

Для решения этой проблемы нами была разработана система регистрации сигнала поглощения лазерного излучения с использованием линейки ПЗС со строчным переносом заряда. Опытный образец линейки ПЗС был изготовлен в ЦНИИ „Электрон“. У него есть аналог — линейка ПЗС, выпускаемая компанией Hamamatsu. При изготовлении опытного образца были учтены технические характеристики его аналога. Основные параметры опытного образца ПЗС линейки приведены в таблице. Необходимо отметить, что структурная схема регистрации сигнала поглощения лазерного излучения (рис. 1) в дальней зоне кровотока человека (на пальце) при использовании линейки ПЗС принципиально не меняется по сравнению с использованием в оптическом датчике ПЗС-матрицы.

Такое построение схемы регистрации сигнала поглощения лазерного излучения с дальнейшей его обработкой (рис. 2) не изменило ранее применяемые принципы регистрации пульсовой волны. В конструкции оптического датчика также применяются два лазерных диода с  $\lambda_1 = 660\text{ nm}$  (красная область) и с  $\lambda_2 = 940\text{ nm}$  (ближний инфракрасный диапазон). Как и в случае

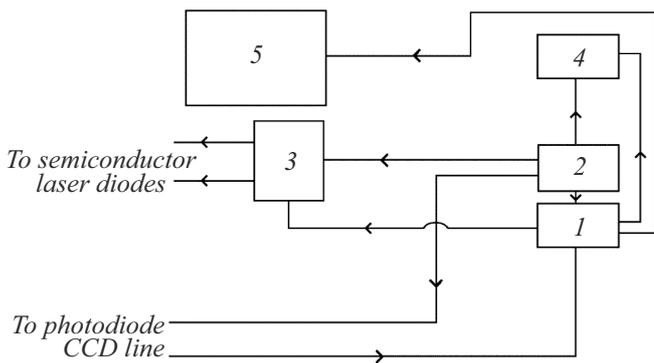


**Рис. 1.** Структурная схема регистрации сигнала поглощения лазерного излучения: 1 — полупроводниковый лазерный диод на  $\lambda = 660\text{ nm}$ , 2 — полупроводниковый лазерный диод на  $\lambda = 940\text{ nm}$ , 3 — линейка ПЗС, 4 — корпус датчика, 5 — ноготь, 6 — палец, 7 — кровеносные сосуды.

использования ПЗС-матрицы, сигнал пульсовой волны на выходе линейки ПЗС формируется в виде „ступенек“ с квантованием каждого уровня. В этом случае амплитуда и длительность „ступенек“ зависит от энергии квантов, которые поступают за определенное время на фотодиодную линейку в сигнале поглощения лазерного излучения и глубины электронной ямы, поэтому регистрируемый сигнал индивидуален для каждого человека и зависит от состояния его здоровья. Расшифровка его может дать больше информации о состоянии здоровья человека, чем анализ сигнала, регистрируемого другим способом.

Увеличение частоты дискретизации является дальнейшей перспективной разработкой в данной области, так как в фотоприемнике на фотодиодах это реализовать сложно без принципиальных изменений в конструкции зон. Увеличение частоты позволит проводить исследования нестационарных процессов, которые возникают на фронтах и пиках в пульсовой волне, а также реализовать частотное тестирование сердечно-сосудистой системы.

С учетом того что линейка ПЗС находит все больше применений в различных областях, постоянно ведутся



**Рис. 2.** Структурная схема для обработки информации и управлением регистрацией сигнала поглощения лазерного излучения: 1 — микроконтроллер, 2 — многофункциональный блок питания, 3 — электронный ключ, 4 — устройство индикации, 5 — персональный компьютер.

разработки по увеличению числа пикселей, используемых для регистрации оптических сигналов. В нашей работе используется линейка с 64 пикселями в строке, сейчас разработаны линейки на 1024 пикселя. Остался вопрос уменьшения их размеров, который связан с технологиями производства. Использование такой линейки в оптическом датчике пульсоксиметра позволит реализовать частоту дискретизации 1024 Hz, что расширит возможности исследований пульсовых волн с использованием данного прибора и практическое его применение.

Необходимо отметить, что при использовании линейки ПЗС основные функции пульсоксиметра (оценка характеристик пульса и процента насыщения гемоглобина кислородом) сохраняются. Также с использованием зарегистрированной формы пульсовой волны в виде „ступенек“ можно определять временные интервалы между положениями максимумов и минимумов. Увеличение погрешности определения этих интервалов с  $10^{-5}$  до  $10^{-3}$  s при использовании линейки ПЗС несущественно влияет на точность определения индексов отражения и ригидности, а также достоверность интерпретации полученных результатов.

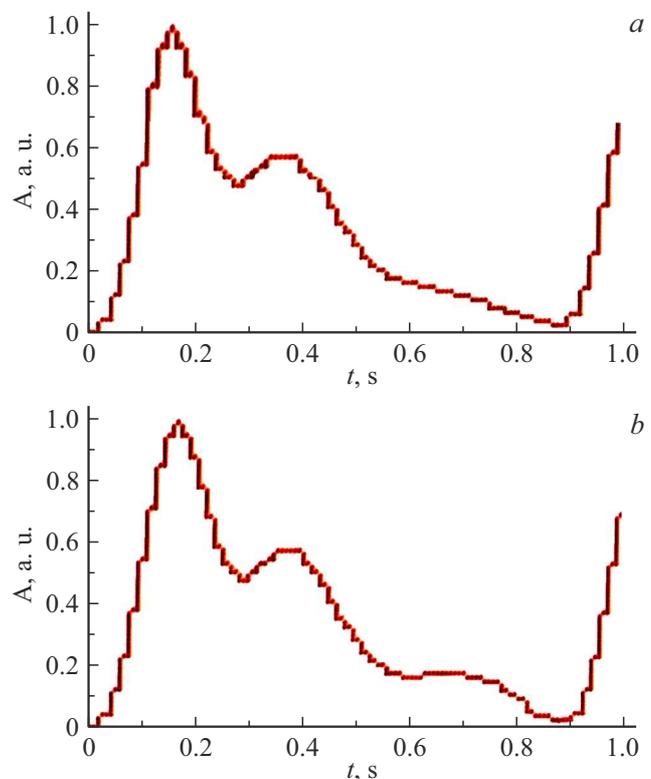
## 2. Результаты экспериментальных исследований и новая методика обработки пульсовой волны

На рис. 3 для примера представлены два сигнала пульсовой волны, зарегистрированные от одного пациента, у которого были выявлены аномальные отклонения в структуре пульсовой волны, в течение 3 min с использованием двух различных оптических датчиков — с ПЗС-матрицей и линейкой ПЗС. Рисунок демонстрирует потенциальные возможности использования линейки ПЗС.

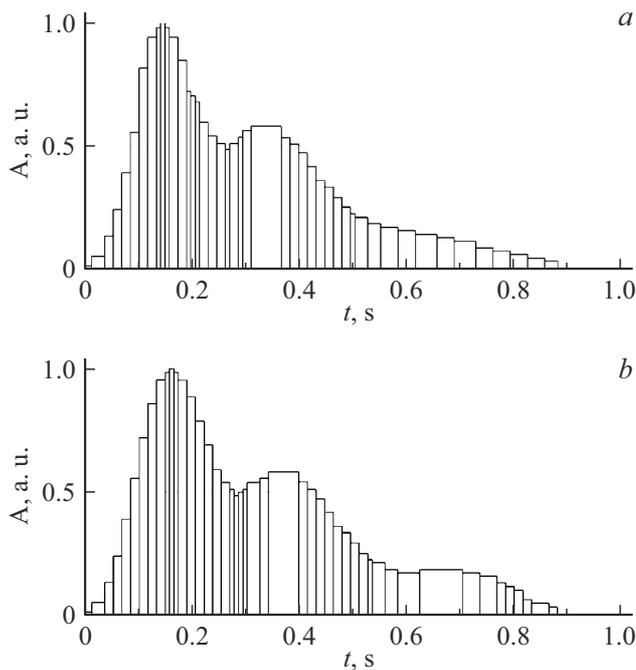
Анализ полученных результатов показывает, что зарегистрированные пульсовые волны различаются между

собой по своей структуре. В случае использования для регистрации ПЗС-матрицы, в пульсовой волне содержится два максимума и два минимума (рис. 3, *a*), в случае использования линейки ПЗС — три максимума и три минимума (рис. 3, *b*). Необходимо отметить, что положения двух максимумов и двух минимумов на рис. 3, *a* на временной оси смещены относительно положений этих же максимумов и минимумов на рис. 3, *b*. При этом период следования пульсовой волны для двух случаев не изменился. Для удобства сравнения двух пульсовых волн на рис. 4 представлена их форма после квантования уровней. В таком представлении периода пульсовой волны визуально заметны изменения в параметрах „ступенек“ и их числе, что в дальнейшем, при увеличении частоты дискретизации, может быть крайне полезным. Это показывает, что использование линейки ПЗС позволило уменьшить собственные шумы приемного устройства, что увеличило чувствительность оптического датчика к изменениям параметров пульсовой волны.

Это позволило сформировать уровни в „ступеньках“ в зоне сигналов поглощения с небольшой амплитудой, которая ранее была близка к уровню шумов при использовании ПЗС-матрицы, поэтому такие сигналы ранее не считывались. Все это дало возможность в явном виде диагностировать третий максимум и второй минимум в сигнале пульсовой волны. Врач визуально получа-



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



**Рис. 4.** Форма периода пульсовой волны после квантования уровней по данным, представленным на рис. 3.

ет дополнительную информацию о работе сердечно-сосудистой системы человека.

Стоит также отметить, что при смене оптического датчика с ПЗС-матрицей на датчик с линейкой ПЗС несколько изменилось значение соотношения между амплитудами  $A$  первого и второго максимума  $(A_1/A_2)_{matrix} < (A_1/A_2)_{line}$ . Этот эксперимент проводился для двух случаев: датчики поочередно менялись на пальце руки и датчики были установлены на одни и те же пальцы двух рук (при следующем измерении они менялись: с левой руки датчик переставлялся на правую, с правой — на левую).

Все это показывает, что использование оптического датчика с линейкой ПЗС более целесообразно, чем оптического датчика с ПЗС-матрицей, особенно при регистрации слабых сигналов поглощения лазерного излучения на пальце человека.

Для обработки регистрируемого сигнала пульсовой волны с различным числом максимумов (пиков), фронтов возрастания и спада была разработана новая универсальная методика, применение которой возможно для любого числа максимумов и соответствующих им фронтов нарастания и спада в периоде пульсовой волны.

На рис. 5 представлен один период пульсовой волны, регистрируемой линейкой ПЗС со строчным переносом заряда, с отмеченными временными интервалами. Количество максимумов и фронтов в периоде пульсовой волны, а также параметры самих максимумов (их амплитуда и интервал между ними) будут индивидуальными для каждого человека. Они зависят как от его физического, так и эмоционального состояний. В соответствии с

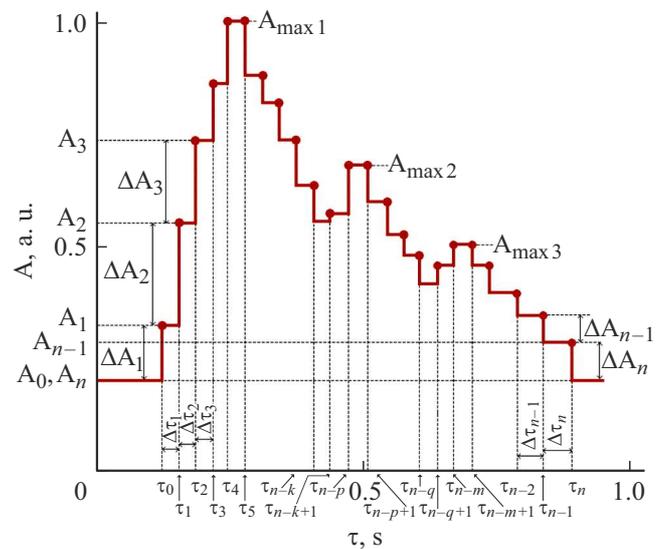
формой пульсовой волны (рис. 5), разобьем ее период на 9 частей: фронты нарастания (по амплитуде от  $A_0$  до  $A_{max1}$ , от  $A_{n-k}$  до  $A_{max2}$  и  $A_{n-q}$  до  $A_{max3}$ ), фронты спада (от  $A_{max1}$  до  $A_{n-k}$ , от  $A_{max2}$  до  $A_{n-q}$  и от  $A_{max3}$  до  $A_n$ ) и область трех пиков.

Так как при формировании сигнала пульсовой волны при ее регистрации с использованием линейки ПЗС со строчным переносом заряда реализуется принцип квантования уровней, для описания пульсовой волны более целесообразно использовать математические функции на основе рядов. Для описания максимумов нами была разработана следующая функция  $F$ :

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

где  $m$  — номер „ступеньки“, соответствующий первому, второму и третьему максимуму,  $\tau_n$  — длительность „ступеньки“,  $p$  — коэффициент, изменяющийся от 1 до 4 в зависимости от возраста человека (определяется с учетом формы пульсовой волны, причем 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.

Введение коэффициента  $p$  делает обработку сигнала более универсальной, так как в разных обстоятельствах форма и число максимумов на одном и том же временном интервале в пульсовой волне могут изменяться [7,9,12,15]. Для составления эволюции изменения (или долговременной диагностики) необходимо сравнивать обработку сигнала пульсовой волны при одинаковых условиях (в нашем случае — по числу максимумов). Увеличение длительности интервала, на



**Рис. 5.** Форма пульсовой волны при ее регистрации в дальней периферийной зоне на пальце руки.

котором теперь располагается данное число максимумов, также фиксируется для статистики.

Необходимо отметить еще одно обстоятельство. Проведенные нами сравнения показали, что с увеличением возраста человека изменяются параметры „ступенек“ в структуре пульсовой волны, также изменяется их число, поэтому возрастные изменения также необходимо заложить в функции, которые будут использоваться при описании фронтов нарастания пульсовой волны. Для описания фронта нарастания пульсовой волны была разработана функция  $\Phi_s(t)$ . Особенностью функции  $\Phi_s(t)$  является то, что для каждого фронта нарастания на временном отрезке  $\Delta T_s$  (где  $s$  — номер фронта нарастания) в пределах одного периода пульсовой волны функция  $\Phi_s(t)$  формируется с учетом количества максимумов в пульсовой волне. Для обработки участка от начала периода пульсовой волны до первого максимума нами была разработана следующая функция  $\Phi_1$ :

$$\Phi_1(t_n) = \sum_{i=1}^{m_1} \left( A_i \sum_{n=1}^{m_1} \left( \frac{\Delta\tau_n p}{\Delta T_{m_1} (m_1 - 1)} \right)^n \right), \quad (2)$$

где  $m_1$  — номер „ступеньки“, соответствующей первому максимуму,  $\Delta\tau_n$  — длительность „ступеньки“,  $A_i$  — амплитуда „ступеньки“,  $\Delta T_{m_1}$  — длительность первого фронта нарастания.

Следующий участок от первого минимума до второго максимума может быть описан функцией  $\Phi_2$ :

$$\Phi_2(t_n) = \sum_{i=k_2}^{m_2} \left( A_i \sum_{n=1}^{m_2-k_1+1} \left( \frac{\Delta\tau_{n+k_1-1} p}{\Delta T_{m_2} (m_2 - 1)} \right)^n \right), \quad (3)$$

где  $m_2$  — номер „ступеньки“, соответствующей второму максимуму,  $k_1$  — номер „ступеньки“, соответствующей первому минимуму,  $\Delta T_{m_2}$  — длительность второго фронта нарастания.

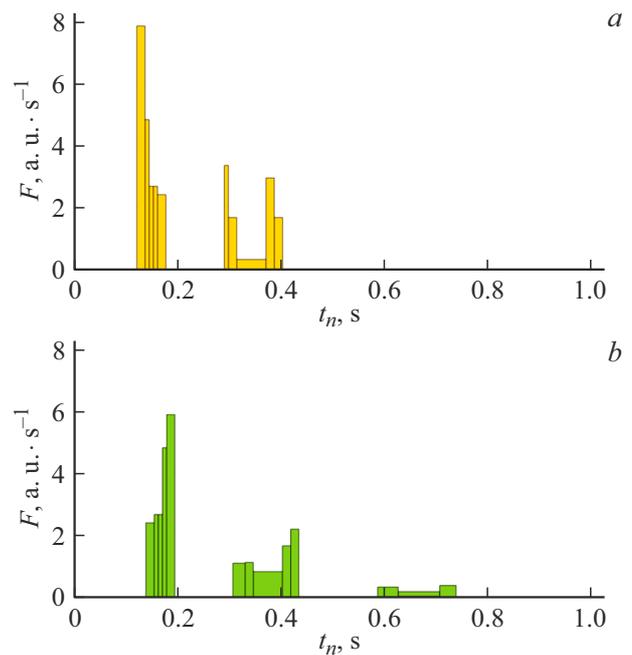
Следующий участок от второго минимума до третьего максимума может быть описан функцией  $\Phi_3$ :

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

где  $m_3$  — номер „ступеньки“, соответствующей третьему максимуму,  $k_2$  — номер „ступеньки“, соответствующей второму минимуму,  $\Delta T_{m_3}$  — длительность третьего фронта нарастания.

Анализ различных сигналов пульсовой волны (с разным числом максимумов и минимумов, зарегистрированных от людей разного возраста) показал, что при описании фронтов спада пульсовой волны также необходимо использовать коэффициент, учитывающий возраст человека. Кроме того, нами предлагается использовать функцию с экспонентой с последующим сшиванием значений на границах. Вариант разработанной нами функции для любого временного интервала спада  $t$  в пределах одного периода пульсовой волны следующий:

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



**Рис. 6.** Результаты обработки максимумов одного периода пульсовой волны: *a* — регистрация с использованием ПЗС-матрицы, *b* — с использованием линейки ПЗС.

где на  $t$  накладываются следующие ограничения  $\tau_m < t$ ,  $\tau_{k-1} \leq t < \tau_k$ ;  $k$  — номер „ступеньки“ спада,  $n - m$  определяется для каждого фронта спада (рис. 4) и соответствующего значения  $A_m$ .

Еще одной особенностью разработанной нами методики является следующее. Каждая „ступенька“ на фронте спада пульсовой волны, который в основном определяется релаксационными процессами, рассматривается с использованием (5) отдельно. Далее происходит их „сшивание“ на границах „ступенек“ с учетом длительности временного интервала каждой „ступеньки“. Это позволяет при обработке пульсовой волны учесть особенности организма, которые присущи каждому человеку, и отражены в сигнале пульсовой волны, зарегистрированной с использованием линейки ПЗС. Стоит отметить, что учет релаксационных процессов в методике анализа фронта спада пульсовой волны применен впервые.

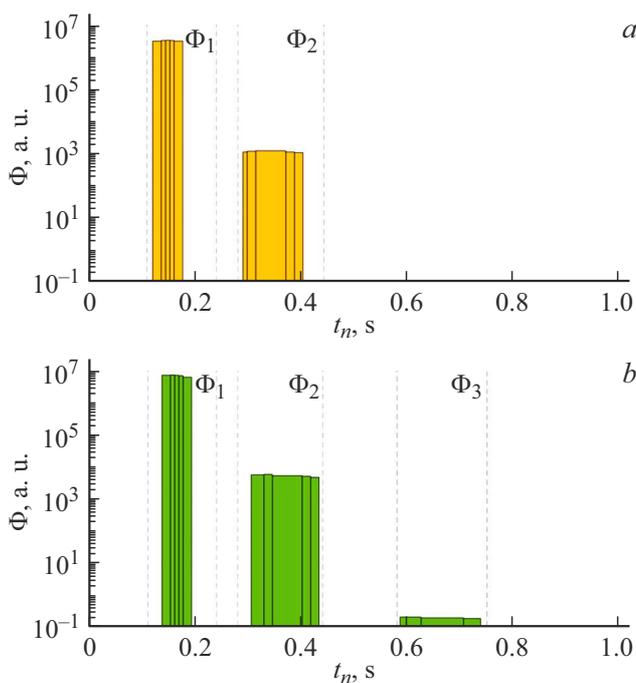
На рис. 6 представлены результаты исследования изменения структуры пульсовой волны в окрестностях максимумов для двух случаев ее регистрации.

Полученные в результате обработки максимумов пульсовых волн данные позволяют установить, что использование новой системы регистрации сигнала поглощения лазерного излучения с более высоким отношением сигнал/шум вносит существенные изменения в структуру гистограммы (рис. 6, *b*) по сравнению с данными на рис. 6, *a* при рассмотрении первого и второго максимума. На рис. 4 эти различия слабо заметны (после обработки максимумом пульсовой волны можно утверждать, что появилась уточненная ин-

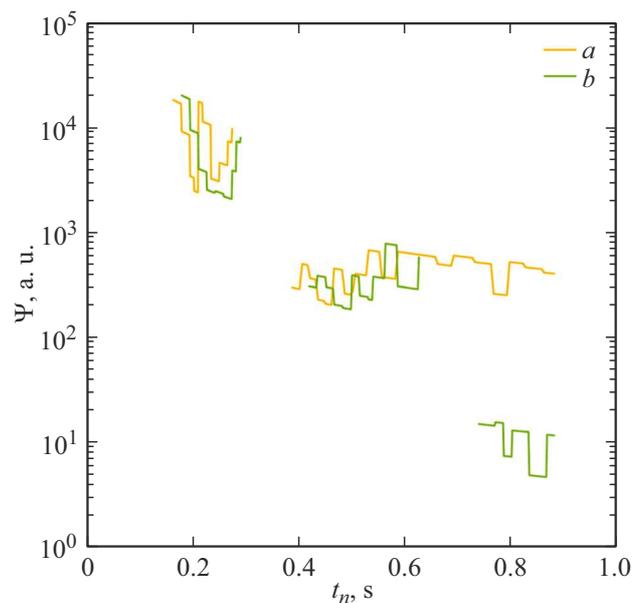
формация для врача). Отдельно необходимо отметить, что в зоне пульсовой волны с низким отношением сигнал/шум в сигнале поглощения лазерного излучения его обработка позволяет выявить четкие различия в третьем максимуме. Этот максимум обработкой из форм сигнала пульсовой волны, которая регистрируется с использованием ПЗС-матрицы, выявить не удалось (визуально он не наблюдается). В сигнале пульсовой волны, зарегистрированной с использованием линейки ПЗС (рис. 4), данный максимум визуально определить можно. После обработки он более четко обозначился. Это позволяет врачу получить достоверную дополнительную информацию о состоянии работы сердечно-сосудистой системы по результатам анализа пульсовой волны, в которой есть третий пик, неустановленный при использовании датчика с ПЗС-матрицей.

На рис. 7 представлены результаты исследования фронтов нарастания пульсовой волны для двух случаев ее регистрации с использованием двух типов датчиков. Анализ полученных данных показывает, что структура фронтов нарастания пульсовой волны после их обработки для первых двух максимумов в случаях ее регистрации различными датчиками существенно не различается, в отличие от результатов исследования самих максимумов. Если необходимо выявить незначительные различия (рис. 7), то надо рассмотреть результаты обработки каждого фронта отдельно в увеличенном масштабе.

На рис. 8 представлены результаты исследования фронтов спада пульсовой волны для двух случаев ее регистрации с использованием двух типов датчиков.



**Рис. 7.** Результаты обработки фронтов нарастания одного периода пульсовой волны: *a* — регистрация с использованием ПЗС-матрицы, *b* — с использованием линейки ПЗС.



**Рис. 8.** Результаты обработки фронтов спада одного периода пульсовой волны: *a* — регистрация с использованием ПЗС-матрицы, *b* — с использованием линейки ПЗС.

Анализ полученных результатов показал, что существенная разница наблюдается во фронтах спада пульсовой волны от первого максимума к первому минимуму при замене ПЗС-матрицы на линейку ПЗС (рис. 8, *a*). Существенных различий между структурами вторых фронтов спада для двух случаев регистрации пульсовой волны не выявлено. Сравнение остальных различий во фронтах спада между двумя случаями регистрации пульсовой волны, по причине выявления третьего максимума (время спада стало меньше) необоснованно: структура сигнала стала на этом временном интервале другой. Необходимо только отметить, что значение  $\Psi$  достигает более низкого уровня за более короткое время.

Полезность и необходимость выявленных новых изменений в структуре пульсовой волны, которых ранее не было (третий фронт нарастания и спада и пр.), должен оценивать врач, так как с технической точки зрения их сравнивать не с чем (данный максимум при использовании оптического датчика с ПЗС-матрицей не регистрировался).

## Заключение

Проведенные нами исследования подтвердили обоснованность применения оптического датчика с линейкой ПЗС со строчным переносом заряда для улучшения отношения сигнал/шум в регистрируемом сигнале пульсовой волны, что позволяет получить новую информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы.

С другой стороны, использование линейки ПЗС позволяет увеличить чувствительность системы регистрации сигнала поглощения лазерного излучения минимум на

порядок по сравнению со случаем использования оптического датчика с ПЗС-матрицей и более чем в 15–20 раз по сравнению с фотодиодом. Это открывает широкие перспективы по ряду направлений модернизации конструкции как оптического датчика в пульсоксиметре, так и по реализации новых исследований с использованием этих приборов. Среди перспектив необходимо отметить следующее. Увеличение частоты дискретизации в линейке ПЗС до 1024 Hz и растровой развертки на экране монитора позволит регистрировать незначительные изменения (виде выбросов или провалов) в структуре фронтов пульсовой волны, которые сейчас обнаружить сложно.

При такой частоте дискретизации форма сигнала пульсовой волны будет непрерывной, каковая она сейчас при использовании фотодиодов в оптическом датчике. Врачам такой сигнал будет более привычен и удобен для работы. Хотя, по сути, он будет состоять из маленьких „ступенек“, которые не видны глазу. В этом сигнале также будет заложена информация об изменении скорости потока крови, работе сердечно-сосудистой системы и пр.

Кроме того, использование линейки ПЗС открывает возможность реализации неинвазивной калибровки сердечного выброса по сигналу пульсовой волны с использованием электромеханического датчика давления. На датчик подаются сигналы с различной частотой от 10 Hz и разной скважностью, через некоторое время после воздействия пульсоксиметром регистрируется отклик, который связан с временем прохождения крови до пальца. Такая конструкция позволяет проводить измерения на различных частотах, а также при разных амплитудах колебаний на резонансной частоте. При этом реализована полная гальваническая развязка между системой регистрации и системой воздействия, что обеспечивает высокую достоверность результатов.

## 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. *Med. Biolog. Eng. 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.-Yu 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, Yi. 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] 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
- [12] Sh. Tan, J. Wei, H. Chen, T. Zhang, X. Wu1, Yo. Deng, H. Zuo. *Research on Biomedical Engineering*, **38** (4), 1103 (2022). DOI: 10.1007/s42600-022-00244-w
- [13] E. Andreozzi, R. Sabbadini, J. Centracchio, P. Bifulco, A. Irace, G. Breglio, M. Riccio. *Sensors*, **22** (19), 7566 (2022). DOI: 10.3390/s22197566
- [14] S. Zaunseeder, A. Vehkaoja, V. Fleischhauer, Ch.H. Antink. *Biomedical Signal Processing and Control*, **74** (3), 103538 (2022). DOI: 10.1016/j.bspc.2022.103538
- [15] M.S. Mazing, A.Y. Zaitceva, Y.Y. Kislyakov, S.A. Avdyushenko. *Intern. J. Pharmaceutical Research*, **12**, 1974 (2020). DOI: 10.31838/iipr/2020.SP2.355
- [16] 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
- [17] 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
- [18] 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
- [19] 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
- [20] A.S. Grevtseva, K.J. Smirnov, K.V. Greshnevnikov, V.Yu. Rud, A.P. Glinushkin. *J. Phys.: Conf. Series*, **1368** (2), 022072 (2019). DOI: 10.1088/1742-6596/1368/2/022072
- [21] 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
- [22] Q. He, Zh. Sun, Yu. Li, W. Wang, R.K. Wang. *Biomed. 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