

Особенности формирования и обработки пульсовых волн от биологического объекта

М.А. Якушева* Д.С. Проводин†

*Санкт-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 10.06.2024; подписана в печать 04.12.2024)*

Проведенные исследования позволили получить дополнительные данные о состоянии сердечно-сосудистой системы и определить факторы, влияющие на точность их интерпретации. Была доказана необходимость использования различных математических функций для описания формы пульсовой волны, включая фронты нарастания и спада, а также пик волны. Разработано программное обеспечение, которое позволяет моделировать пульсовые волны для людей с различными индивидуальными характеристиками. Алгоритмы программы основаны на медицинских исследованиях. Полученные данные в сочетании с традиционными медицинскими критериями позволяют более точно оценивать состояние здоровья человека и выявлять ряд заболеваний во время осмотров или медицинских процедур. При разработке программного обеспечения были учтены специфические термины предметной области, а также использованы современные программные средства для решения поставленных задач.

PACS: 87.19.Rg

УДК: 612.16.

Ключевые слова: лазерное излучение, экспресс-диагностика, оптический датчик, обработка, пульсовая волна, моделирование, база данных.

ВВЕДЕНИЕ

Пандемия COVID-19 и снижение общей устойчивости иммунитета к вирусам и заболеваниям [1–5] привели к необходимости постоянного мониторинга здоровья. COVID-19 повлиял на множество аспектов жизни людей: от изменения чувствительности органов чувств после заболевания до летальных исходов, вызванных обострением хронических заболеваний.

В связи с этим, одним из ключевых направлений развития медицины стало создание доступных методов экспресс-диагностики, позволяющих человеку самостоятельно контролировать основные показатели своего организма в любое время и в любом месте. Анализ статистических данных [1, 2, 6–10] показывает, что пульсоксиметрия является наиболее популярным методом экспресс-диагностики для личного использования.

Исследователи сделали важный шаг, используя огибающие кривые [11–15] для получения вспомогательной информации о состоянии здоровья человека. Коэффициенты этих кривых, которые описывают фронты возрастания и спада пульсовой волны, позволяют проводить анализ состояния организма. Однако существующие методы анализа не всегда согласуются с результатами клинических исследований (томографии, ультразвука и т.д.).

Одна из причин таких расхождений связана с особенностями формирования фронтов нарастания и спада пульсовой волны при регистрации сигналов поглощения с помощью стандартных детекторов. Однако при отображении формы пульсовой волны на дисплее ис-

кажутся огибающие кривые нарастания и спада, которые и так имеют погрешности в точках измерения. Эти погрешности делают неточными дополнительные сведения, которые можно получить из анализа формы волны, так как коэффициенты, соответствующие процессам в организме, отражаются неверно.

Методика разбиения участков пульсовой волны на временные интервалы также имеет свои ограничения. Выбор оптимальной функции аппроксимации, временных интервалов для аппроксимации и последующем сшивании на граничных условиях требуют индивидуального подхода для каждого фронта нарастания и спада. Это означает, что для каждой волны требуется отдельный расчет, что приводит к значительным затратам времени. Кроме того, рядовой пользователь не сможет самостоятельно выполнить эту процедуру.

Предлагается использовать методику, включающую большую базу данных пульсовых волн, смоделированных по различным параметрам. Сравнение модельной и реальной пульсовой волны предлагается выполнять по трем критериям. Таким образом, оценка состояния здоровья пользователя не требует инвазивного вмешательства и дорогостоящего обследования. В стандартных конструкциях такая методика не применяется.

1. Применение оптического датчика для регистрации сигнала

Необходимо учитывать, что характеристики устройства регистрации сигналов поглощения оказывают влияние на итоговые данные. Для построения графиков пульсовых волн применяются разнообразные ультразвуковые и точные датчики, а также фотоприемники с аналоговыми выходами, сигналы с которых затем преобразуются в цифровой формат.

* yakusheva.maria666@gmail.com

† provodindanya@gmail.com

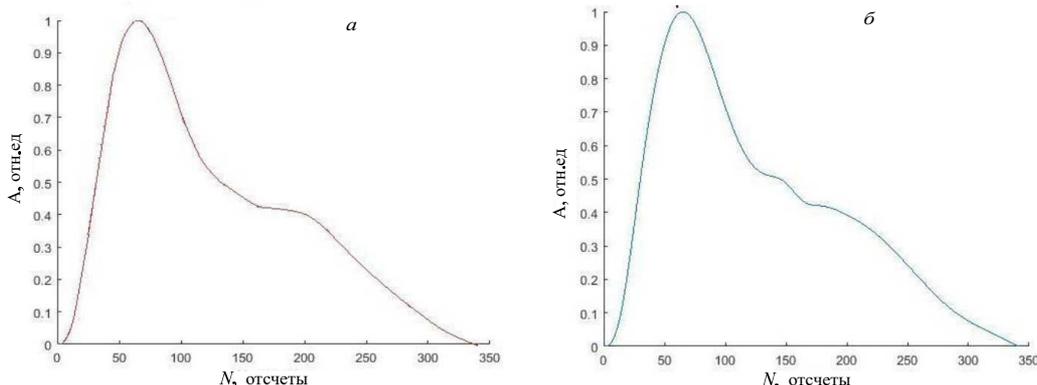


Рис. 1. Регистрация пульсовой волны при использовании оптического датчика: *а* — фотодиода, *б* — линейка ПЗ

Восстановить особенности и характерные черты, которые могут свидетельствовать о наличии отклонения в работе сердечно-сосудистой системы, невозможно. Также параметрами АЦП определяется точность полученных результатов, что тоже вносит непоправимые погрешности.

В данной научной работе предлагается регистрировать сигнал поглощения с помощью ПЗС устройства, так как ПЗС-матрицы обладают высокой чувствительностью, хорошим динамическим диапазоном и способностью работать при низком уровне освещенности.

Во время формирования изображения сигнала на экране монитора прибора вырезается строка через зону, где располагается максимум сигнала. Отношение сигнал/шум в таком случае уменьшается, так как при формировании ступенек учитывается весь шум с ПЗС матрицы (кадровый перенос), а полезный сигнал считывается только с определенного пикселя. По этим причинам предлагается использовать линейку приборов с зарядовой связью (ПЗС) со строчным переносом заряда. При проведении исследований была использована ПЗС линейка (аналог Hamamatsu).

Принцип регистрации пульсовой волны остается тем же, что и в ранее используемых датчиках. Формирование сигнала происходит в виде ступенек с использованием линейки ПЗС со строчным переносом заряда для детектирования сигналов поглощения лазерного излучения на двух длинах волн ($\lambda_1 = 660 \pm 2$ нм (видимая область) и $\lambda_2 = 940 \pm 2$ нм (инфракрасная область)).

В качестве примера на рис. 1 приведено сравнение использования фотодиода и ПЗС линейки при регистрации сигнала поглощения лазерного излучения для одного испытуемого.

В данном случае из-за использования ПЗС линейки удалось зарегистрировать третий пик, что указывает на некоторые проблемы работы сердечно-сосудистой системы. При использовании ПЗС матрицы результат был бы неверный. Это новый результат, который ранее получить не удавалось.

График двух зарегистрированных сигналов двумя разными датчиками для одного человека приведен на

рис. 2.

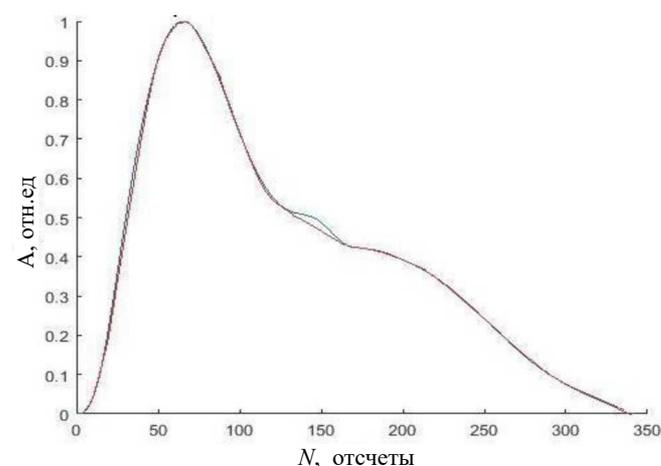


Рис. 2. Пример регистрации сигнала с двумя пиками и тремя

Формирование сигнала при применении линейки ПЗС происходит в виде ступенек с квантованием каждого уровня. Уровень для каждого человека определенный и характеризует состояние его здоровья.

2. Принцип работы предлагаемой методики

Сигнал пульсовой волны изображен на рис. 3. Создание сигнала выполнено в форме ступенек, используя ПЗС линейку со сдвигом по строкам для обнаружения сигналов поглощения лазерного излучения на двух длинах волн ($\lambda_1 = 660 \pm 2$ нм и $\lambda_2 = 940 \pm 2$ нм).

Сигналы, полученные после регистрации, отражают физиологические процессы в организме человека и используются для анализа пульсовых волн. Число ступенек и их параметры зависят от состояния здоровья и индивидуальных особенностей каждого человека. Исследования на базе данных ученых подтвердили этот факт [2, 5, 7–12, 20–25]

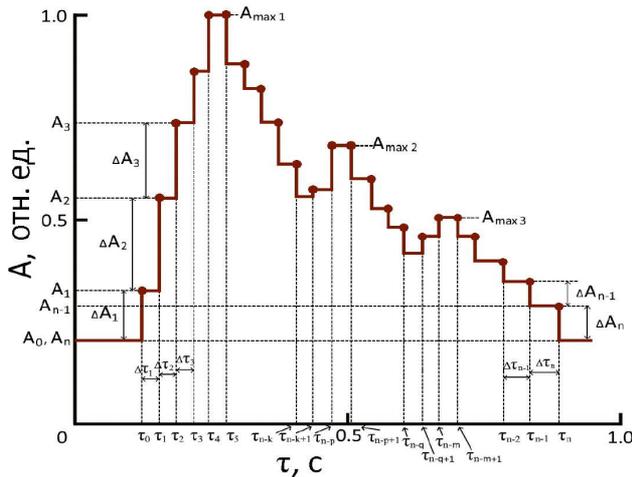


Рис. 3. Разбиение пульсовой волны для обработки

Для выявления дополнительной информации, содержащейся в ступеньках пульсового сигнала (см. рис. 3), предлагается разбить сигнал на девять интервалов (три для переднего фронта, три — для обратного фронта и три — в области максимумов). В описании переднего фронта пульсовой волны (по амплитуде от A_0 до A_{max1} , от A_{n-k} до A_{max2} и A_{n-q} до A_{max3}), фронтов спада (от A_{max1} до A_{n-k} , от A_{max2} до A_{n-q} и от A_{max3} до A_n) и области трех пиков также предлагается использовать отдельную функцию в окрестности трех максимумов.

Далее участки обрабатываются с помощью функций, разработанных в прошлых исследованиях [20].

Функция $F(t)$ приведена для анализа изменений пульсовой волны в области максимумов. Особенностью этих функций являются ряды, так как для регистрации используется устройство на основе ПЗС, и сигнал обрабатывается с квантованием по уровню.

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

где m — номер ступеньки соответствующего максимума, p — коэффициент, зависящий от возраста человека 1 или 3 с учетом формы пульсовой волны (для третьего максимума, он может быть меньше, чем для первого и второго). Также на основе p для каждого максимума определяется временной интервал исследования данного максимума t_n .

Участки подъемов будут описываться дискретными функциями $\Phi_1(t_n)$, $\Phi_2(t_n)$ $\Phi_3(t_n)$. Номер функции — номер пика в пульсовой волне.

$$\Phi_1(t_n) = \sum_1^{m_1} \left(A_n \cdot \sum_1^{m_1} \left[\frac{\Delta\tau_n p}{\Delta T_{m_1}(m_1 - 1)} \right]^n \right), \quad (2)$$

где m_2 — номер ступеньки, соответствующей второму максимуму, k_1 — номер ступеньки, соответствующей первому минимуму

Для описания участков релаксации можно использовать следующую функцию $\Psi(t)$.

$$\Psi(t) = A_m \left(\exp\left(\frac{-\Delta\tau k(n-m)}{mt}\right) \frac{(n-m)}{p(A_{k-1} - A_k)} \right), \quad (3)$$

где на значения t накладываются 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 максимумом в пике пульсовой волны), A_k — амплитуда ступеньки по направлению фронта спада пульсовой волны.

Для объективизации исследования был написан программный код, моделирующий пульсовые волны для людей с различными характеристиками. В зависимости от наличия заболевания или отклонения при работе сердечно-сосудистой системы, форма получаемой кривой менялась.

Работа первого этапа заключалась в сотрудничестве с медицинскими работниками и сборе данных о пульсовых волнах людей с различными параметрами (возраст, образ жизни, наличие или отсутствие заболеваний и т.д.). В качестве примера на рис. 4 представлен график из десяти пульсовых волн.

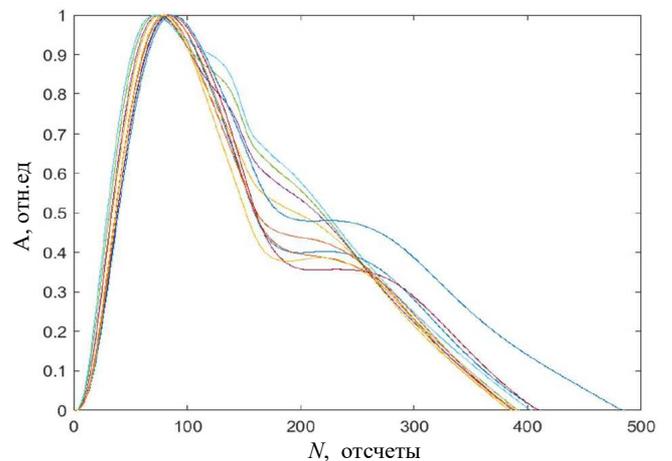


Рис. 4. Десять пульсовых волн с различными параметрами моделирования

База данных, созданная при участии медицинских работников, содержит в себе около 4 тысяч модельных сигналов. Как можно заметить, каждая кривая имеет свою уникальную форму. На рис. 4 в пучке кривых находятся пульсовые волны как с тремя пиками, так и с одним, что доказывает универсальность разработанной базы данных как для людей с отклонениями в работе

сердечно-сосудистой системы, так и не имеющих проблем с состоянием здоровья.

Гидродинамическая модель строилась по заранее заданным параметрам в программе Nektar1D. Некоторые заданные характеристики пульсовых волн приведены в табл. 1.

Для сопоставления модельного и реального сигналов используются следующие критерии:

1. $\Delta A = A_1 - A_2$ — необходимо фиксировать разность между двумя пиками сигнала;
2. $\Delta t = t_2 - t_1$ — временной промежуток между пиками также должен быть учтен, чтобы не возникло ошибки;
3. Обработка с помощью ранее разработанных функций для определения формы сигнала пульсовой волны на участках фронта нарастания, спада и области пиков.

Пример нахождения определенных областей для сравнения модельных и реальных пульсовых волн приведен на рис. 5.

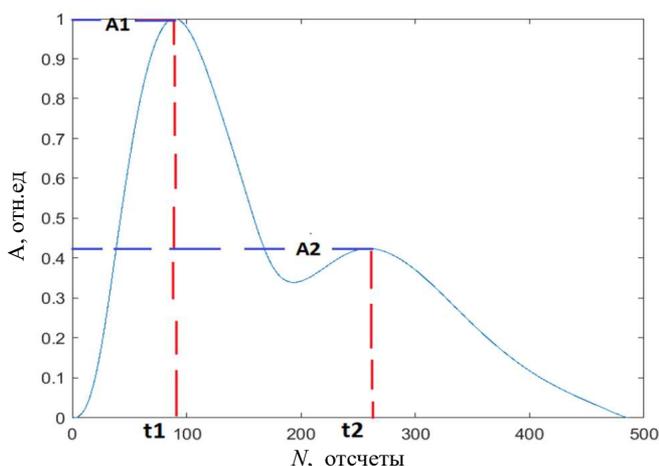


Рис. 5. Пример сигнала для сравнения по первым двум критериям

Когда при переборе сигналов из базы данных модельных сигналов получается найти пульсовую волну с положением пиков в тех же местах, а также временной разницей между этими пиками, то применяется последний критерий. Третий критерий позволяет определить, идентична ли форма между пиками. На рис. 6 приведен пример, когда положение пиков совпадает, однако форма сигнала между ними различна.

Чтобы не допускать ошибку и не присваивать неверные параметры пульсовой волне другой формы, необходим третий критерий. Функции (1), (2) и (3) позволяют обработать участки подъема и спада и сравнить модельную и реальную волны между собой. В данном случае разница визуально заметна, но также нередко получаются ситуации, в которых заметить отличия сложно без дополнительных действий.

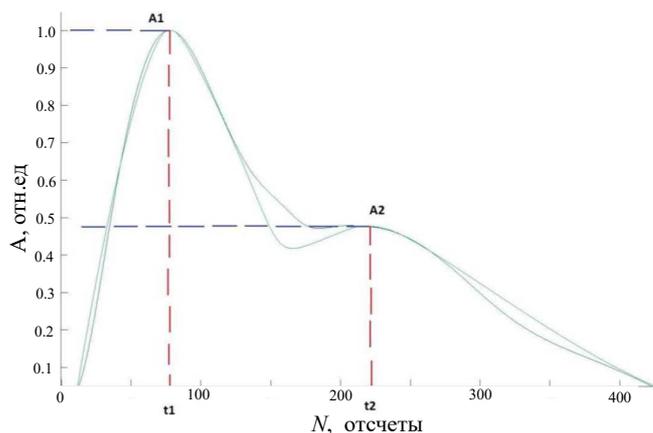


Рис. 6. Пример различной формы кривых при совпадении пиков и временных интервалов

3. Результаты применения методики

Результаты применения всех трех критериев сравнения приведены на рис. 7–10. На рис. 7 представлены пульсовые волны в виде столбчатых диаграмм.

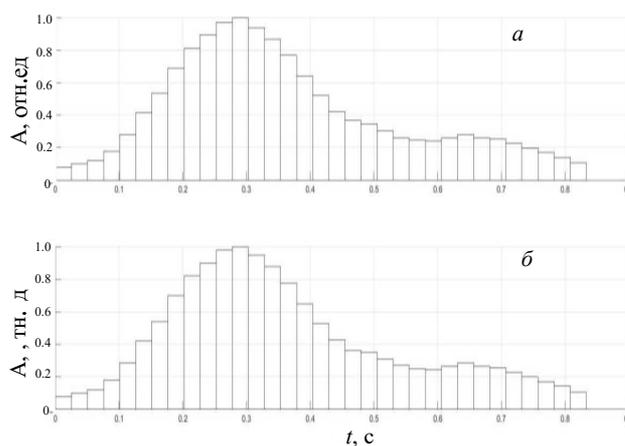


Рис. 7. Пульсовые волны после применения трех критериев в виде столбчатой диаграммы, где *а* — пульсовая волна, снятая с реального человека, *б* — пульсовая волна, смоделированная по заданным параметрам

Сравнение с помощью представленной методики однозначно более информативно, чем методики предлагаемые ранее. Визуально оценить изменение и резкие спады или рост пульсовых волн с помощью столбчатых графиков легче и быстрее, чем по исходному графику пульсовой волны.

У здорового человека пульсовая волна характеризуется резким подъемом, тонким импульсом и наличием отраженной волны. При сужении артерий происходит сглаживание этой волны, а диастолическая фаза становится более длительной. Уменьшение амплитуды отраженной волны либо ее исчезновение свидетельствует о возможном развитии гипертонии или атеросклероза.

Таблица. Параметры моделирования сигналов

| Параметр | Описание, единицы измерения |
|----------|---|
| Возраст | Возраст, в годах |
| ЧСС | Частота сердечных сокращений в минуту |
| УО | Ударный объем, мл |
| СВ | Сердечный выброс, л/мин |
| ПАК | Время пикового аортального кровотока, мс |
| ВОП | Объем обратного потока, мл |
| САД | Систолическое артериальное давление, мм рт.ст. |
| ДАД | Диастолическое артериальное давление, мм рт. ст. |
| ПД | Пульсовое давление, мм рт. ст. |
| ИА | Индекс аугментации, рассчитываемый по формуле: $(P2-P1)/PP$ |

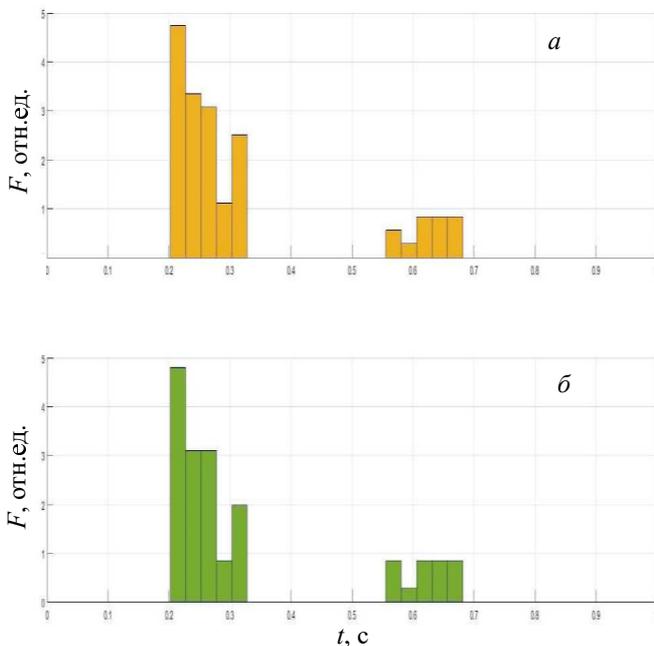


Рис. 8. Результаты применения функций (??) и (??), где *a* — пульсовая волна, снятая с реального человека, *б* — пульсовая волна, смоделированная по заданным параметрам

При нарушении эластичности сосудистой стенки инцизура (первый минимум) находится ближе к первому пику пульсовой волны. Если же инцизура находится значительно ниже половины амплитуды первого пика, то это свидетельствует о возможной вазодилатации (расширение диаметра сосудов). Также в случаях «петушиного гребня» (добавочные волны у первого пика), более пологого последнего участка релаксации в сравнении с первым подъемом, резкого скачка, невыраженного второго пика, «растянутого» фронта нарастания, необходимо обследование на стационарных медицинских аппаратах, так как это явно говорит о патологии. Наличие третьего пика может быть доказательством

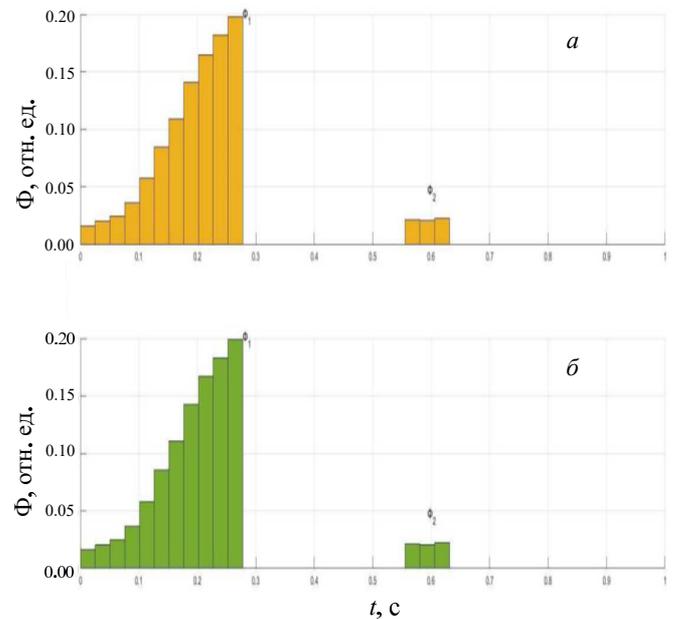


Рис. 9. Результаты применения функции (??), где *a* — пульсовая волна, снятая с реального человека, *б* — пульсовая волна, смоделированная по заданным параметрам

проблем с наличием эхо от закрытия аортального клапана.

Также из-за достаточно большой базы данных с параметрами (частоты пульса, возраста, давление и т.д.) можно более точно сказать о сбое в работе сердечно-сосудистой системы и необходимости проверки состояния здоровья человека без проведения клинических обследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе исследования были изучены специфические характеристики пульсовой волны, регистрируемой по

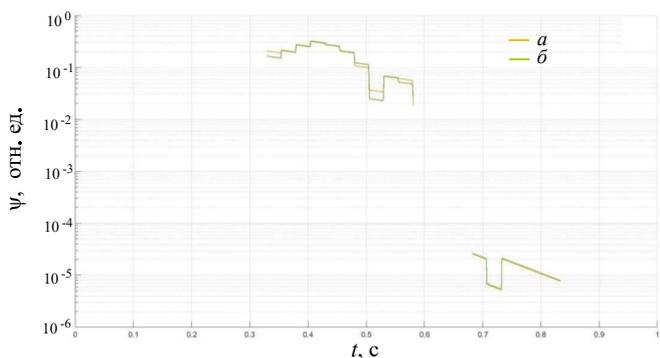


Рис. 10. Результаты применения функции (??), где a — пульсовая волна, снятая с реального человека, b — пульсовая волна, смоделированная по заданным параметрам

сигналам поглощения. Этот анализ привел к разработке нового метода обработки начальных и пиковых участков пульсовой волны. Метод позволяет с высокой вероятностью выявлять изменения в сердечно-сосудистой системе на ранних стадиях, анализируя изменения в вершине, подъеме и спаде пульсовой волны.

В исследовании также участвовали медицинские специалисты, которые собирали данные о здоровье участников. Сравнивались данные о работе сердечно-сосудистой системы нескольких групп людей, отличающихся по возрасту, полу и образу жизни. Для этого были построены спектральные зависимости и ги-

стограммы. Было выполнено моделирование работы сердечно-сосудистой системы и построена гидродинамическая модель. При выборе различных параметров получилось смоделировать пульсовые волны людей как с отклонениями состояния здоровья, так и без отклонений.

Была собрана база данных из пульсовых волн людей разного возраста, образа жизни, состояния здоровья сердечно-сосудистой системы и т.д. С помощью модельных сигналов, находящихся в базе данных, удалось по критериям сопоставления создать методику, с помощью которой можно выявить дополнительные параметры работы сердца без клинического обследования.

Особо примечательно, что различия в работе сердца наиболее заметны в диастолической фазе сфигмограммы, что открывает новые возможности для применения трансмиссионной пульсоксиметрии в экспресс-диагностике. Стоит отметить, что предыдущие исследования не смогли достичь подобных результатов и не обнаружили таких различий.

Разработанная программа для сопоставления реальной и модельной пульсовых волн позволяет сравнивать среднестатистические результаты с отклонениями от нормы, что поможет выявлять патологии и заболевания на ранних стадиях с помощью неинвазивного метода. Полученные результаты имеют практическую значимость для клинической медицины.

- [1] Nascimento L.M.S.d., Bonfati L.V., Freitas M.L.B. et al. // *Sensors*. **20**. N 15. 4063 (2020).
- [2] Allen J. // *Physiological Measurement*. **28**. N 3. 39 (2007).
- [3] Fine J., McShane M. J., Coté G.L., Scully C.G. // *Biosensors*. **12**. N 8. 598 (2022).
- [4] Nitzan M., Romem A., Koppel R. // *Medical devices*. **7**. 231 (2014).
- [5] Sequi-Dominguez I., Cavero-Redondo I., Álvarez-Bueno C. et al. // *J. Clin. Med*. **9**. 2080 (2020).
- [6] Severinghaus J.W., Takuo A. // *Journal of clinical monitoring*. **3**. N 2. 135 (1987).
- [7] Fine J., McShane M.J., Coté G.L., Scully C.G. // *Biosensors*. **12**. 598 (2022).
- [8] Soffin E.M., Krishnareddy S., Yeamans C. et al. // *Journal of clinical monitoring and computing*. **34**. N 4. 733 (2020).
- [9] Chou P.-R., Wu P.-Y., Wu P.-H. et al. // *J. Pers. Med*. **12**. 636 (2022).
- [10] Eisenkraft, A., Gillis, D., Paul, M., & Gandacu, D. // *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. **30**. N 3. 365 (2002).
- [11] Washim R.A., Mahanth P. // *Sensors and Actuators A: Physical*. **301**. 111 (2020).
- [12] Ralston A., La Plante D., Gorski L.A., Majerus C. // *Hospital Pediatrics*. **10**. N 3. 265 (2020).
- [13] Barker S.J. // *Anesthesiology*. **124**. N 3. 444 (2016).
- [14] Jones J. S., Becker D., Liriacos A. // *Annals of Emergency Medicine*. **20**. N 3. 292 (1991).
- [15] Nguyen T.-V., Mizuki Y., Tsukagoshi T. et al. // *Sensors*. **20**. 1052 (2020).
- [16] Kouz K., Scheeren T.W.L., de Backer D., Saugel B. // *Anesthesiology*. **134**. 119 (2021).
- [17] Vlachopoulos C., Aznaouridis K., Stefanadis C. // *Journal of the American College of Cardiology*. **55**. N 13. 1318 (2010).
- [18] Kim T. Y., Lee J. S., Kim K. H., Jeong W., Jun H. P., Jeon, Y. J. // *Medicine*. **98**. N 50. (2019).
- [19] Charlton P.H., Harana J.M., Vennin S. et al. // *Am. J. Physiol. -Heart Circ. Physiol*. **317**. 1062 (2019).
- [20] Yakusheva M.A. // *8th International Conference on Information Technology and Nanotechnology*. **1**. 145 (2022).
- [21] Sjoding M.W., Dickson R.P., Iwashyna T.J. et al. // *New England Journal of Medicine*. **383**. 2477 (2020).
- [22] Dagdeviren C., Su Y., Joe P. et al. // *Nat. Commun*. **5**. 4496. (2014).
- [23] Rosic T., Petrina N., Baysari M. et al. // *Int. J. Med. Inform*. **162**. 104735. (2022).
- [24] Чжичан Л., Сун Ч., Вэньмин Я., Цзыбинь Я. // *Журнал Пекинского технологического университета*. **22**, № 1.
- [25] Сагирова Ж.Н., Кузнецова Н.О., Ларионов В.Б. и др. // *Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия*. **13**. № 3. 253 (2020).

[26] Луо С., Чанг Ч., Вэй Т. // Журнал математической медицины. **12**. № 4. 10 (1999).

[27] O'Donnell Jr, C., Kaminsky D.B. // Respiratory Care. **55**. N 1. 38 (2010).

Features of the formation and processing of pulse waves from a biological object

M.A.Yakusheva^a, D.S.Provodin^b

*Peter 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: ^ayakusheva.maria666@gmail.com, ^bprovodindanya@gmail.com

The conducted research allowed to obtain additional data on the state of cardiovascular and to determine the factors affecting the accuracy of their interpretation. The necessity of using various mathematical functions to describe the shape of the pulse wave, including the rising and falling fronts, as well as the peak of the wave, was proved. The developed software allows modeling of pulse waves for people with different individual characteristics. The program algorithms are based on medical research. Thus, the obtained data, combined with traditional medical criteria, allow for a more accurate assessment of a person's health condition and detection of a number of diseases during examinations or medical procedures. When developing the software, specific terms of the subject area were taken into account, and modern software tools were used to solve the set tasks. PACS:

Keywords: laser radiation, rapid diagnostics, optical sensor, processing, pulse wave, database.

Received 2024.

Сведения об авторах

1. Якушева Мария Андреевна — студентка 2 курса магистратуры; e-mail: yakusheva.maria666@gmail.com.
2. Проводин Даниил Сергеевич — студент 1 курса аспирантуры; e-mail: provodindanya@gmail.com.