

Метод цифровой обработки сигналов фотоплетизмограммы для неинвазивного мониторинга физиологических показателей в реальном времени

© С.Н. Глебов, Ю.В. Лямина, М.С. Мазинг

Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург, Россия
E-mail: julia.liamina@gmail.com

Поступило в Редакцию 5 мая 2025 г.

В окончательной редакции 21 июня 2025 г.

Принято к публикации 23 июня 2025 г.

Предложен метод обработки сигналов фотоплетизмограммы с использованием оконного анализа (10 s), комбинации фильтра Баттеруорта четвертого порядка и модифицированного алгоритма детекции пиков. Показано, что средняя абсолютная ошибка определения частоты сердечных сокращений составляет 1.42 bpm при времени обработки сигнала в одном окне менее 20 ms. Метод оптимизирован для реализации на малопроизводительных микроконтроллерах носимых устройств.

Ключевые слова: фотоплетизмография, цифровая фильтрация, мониторинг физиологического состояния, обработка сигналов в реальном времени.

DOI: 10.61011/PJTF.2026.03.62173.20505

В последние годы наблюдается рост спроса на системы неинвазивного мониторинга физиологического состояния. Фотоплетизмография как оптический метод измерения такого параметра, как частота сердечных сокращений (ЧСС), представляет особый интерес благодаря простоте технической реализации и неинвазивности.

Для реализации системы была разработана специализированная аппаратно-программная платформа. Аппаратная часть (рис. 1) включает оптический датчик на основе светодиодов с длинами волн 537, 660 и 880 nm, а также фотодиодный элемент. Частота дискретизации была задана как 100 Hz, что обеспечивает достаточное временное разрешение для точной оценки ЧСС.

Для работы с датчиком фотоплетизмограммы (ФПГ) было создано программное обеспечение с графическим интерфейсом, позволяющее визуализировать входные данные и рассчитываемые разработанным алгоритмом параметры с возможностью контроля динамики показателей (рис. 2).

Частота сердечных сокращений отображается в отдельном информационном поле. Программное обеспечение поддерживает работу как с беспроводным подключением по Bluetooth, так и с проводным интерфейсом USB, а также позволяет произвести экспорт данных в формат CSV для последующего анализа.

Для обработки сигналов ФПГ был разработан алгоритм, основанный на анализе скользящих окон длительностью 10 s с шагом в 1 s, что является довольно распространенным подходом. Алгоритм расчета ЧСС представлял собой следующую последовательность шагов: программное вертикальное отражение 10-секундного участка сигнала со светодиода с длиной волны 537 nm, фильтрация, расчет индекса качества отфильтрованного сигнала, поиск пиков, фильтрация пиков и расчет значения ЧСС.

Сигналы ФПГ подвержены искажениям в виде высокочастотного шума, в основном связанного с работой датчика, а также с множеством низкочастотных шумов, вызываемых дыханием, движением и прочими источниками помех. Основным методом борьбы с такими шумами является фильтрация частотной характеристики сигнала при помощи полосных фильтров. Такие фильтры снижают составляющие сигнала вне полосы пропускания на заданное число децибел. В случае ФПГ популярной полосой пропускания является 0.5–5 Hz, что соответствует ЧСС от 30 до 300 bpm. Именно она и была выбрана в данной дискретизации датчика. На основе

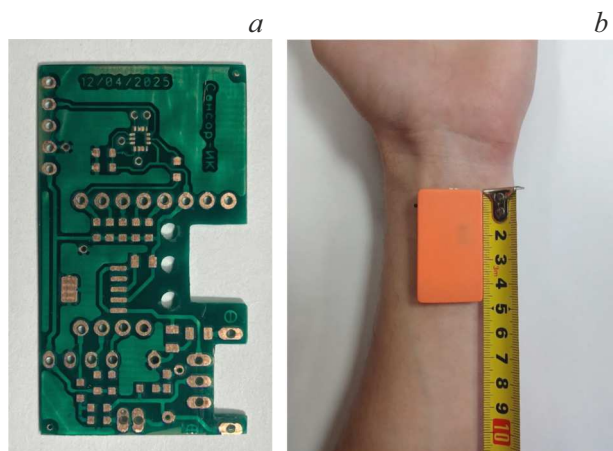


Рис. 1. *a* — печатная плата датчика, изготовленная в Институте аналитического приборостроения РАН; *b* — положение датчика при мониторинге физиологических показателей с обозначением габаритов с масштабной линейкой.

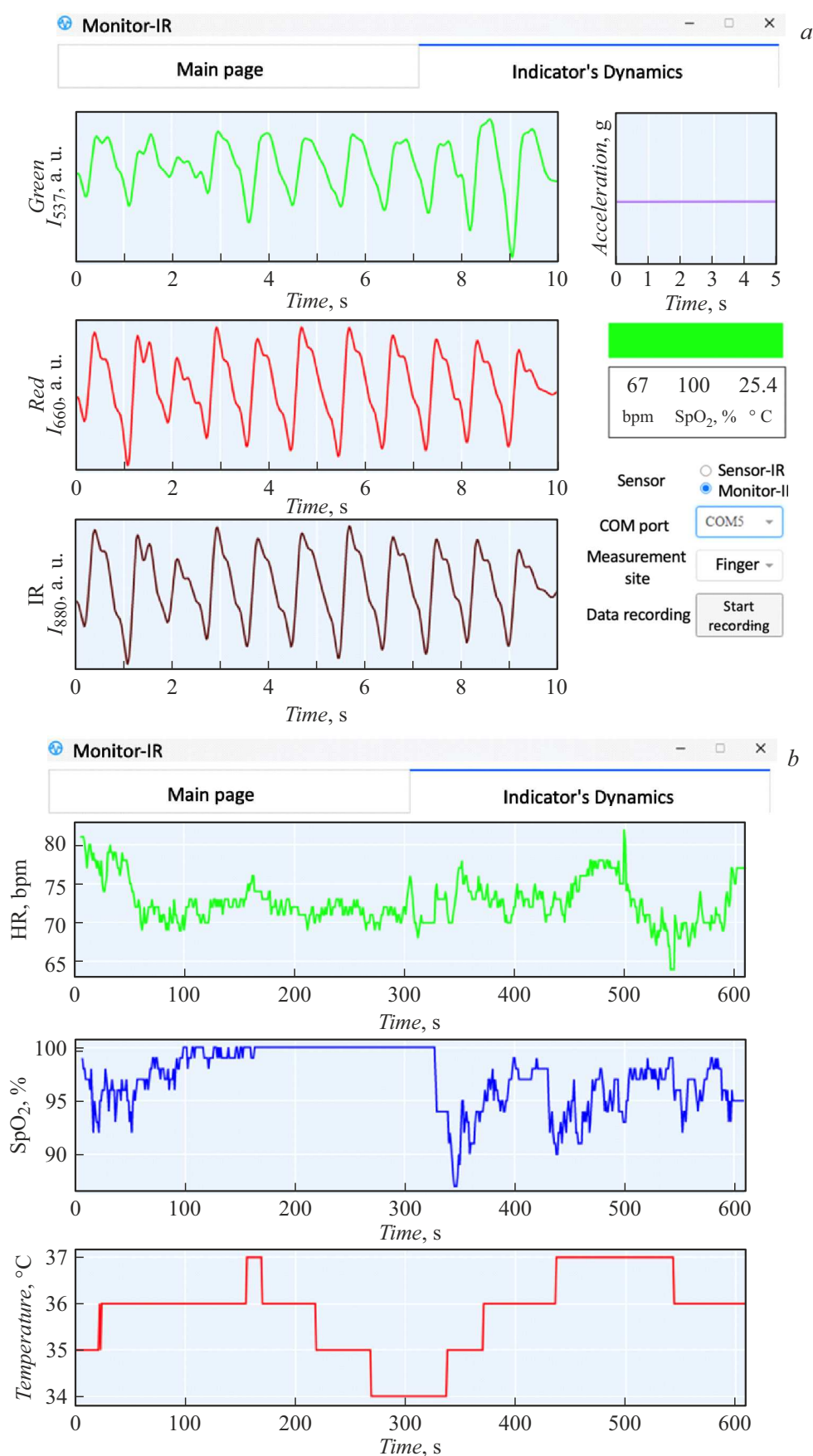


Рис. 2. Программное обеспечение датчика. *a* — главная страница; *b* — страница динамики показателей.

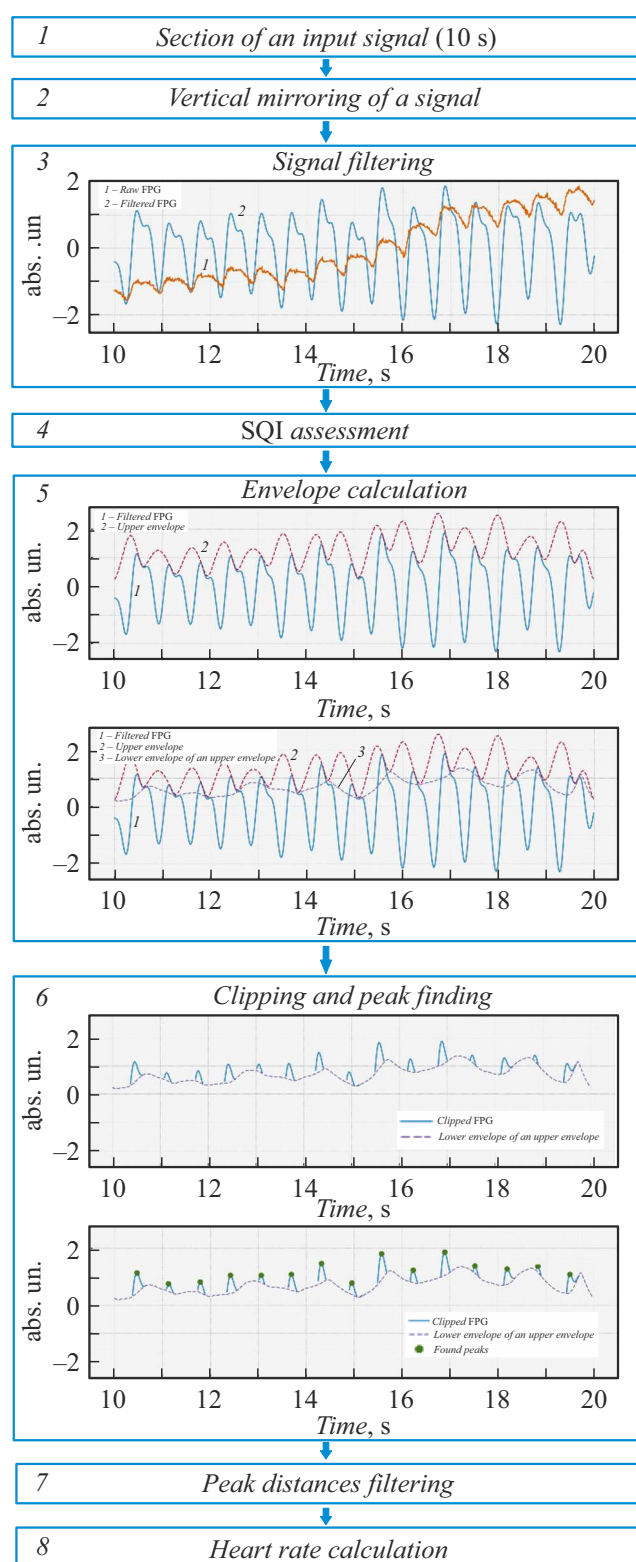


Рис. 3. Визуальное представление используемого алгоритма расчета ЧСС. 1 — входными данными является участок сигнала в 10 с; 2 — вертикальное отражение сигнала; 3 — фильтрация сигнала; 4 — оценка качества сигнала; 5 — построение огибающих; 6 — отсечение сигнала и поиск пиков; 7 — фильтрация расстояний между пиками; 8 — расчет ЧСС.

работы [1], посвященной сравнению методов фильтрации сигналов ФПГ, были выбраны два цифровых фильтра: Баттерворта четвертого порядка и Чебышева II типа четвертого порядка. В качестве стратегии фильтрации был выбран метод двух проходов, т.е. прямое и обратное применение фильтра, что обеспечивает более высокое качество получаемого сигнала.

Однако фильтрация и последующий расчет параметров по участку сигнала с низким качеством могут привести к большой погрешности при оценке физиологических параметров. Для решения данной проблемы качество сигнала оценивается при помощи специального индекса (SQI) [2]. На участках сигнала, помеченных как некачественные, физиологические параметры не рассчитываются. Для оптимизации работы предложенного метода были взяты относительно нетребовательные SQI-коэффициент асимметрии, куртозис, энтропия и относительная мощность.

В качестве метода расчета ЧСС была разработана модификация метода, приведенного в [3], основанного на отсеке окрестностей пиков верхней огибающей сигнала ФПГ и нижней огибающей верхней огибающей (рис. 3). Только участки сигнала, попавшие в промежуток между двумя огибающими, рассматриваются для поиска пиков. Данный подход позволяет значительно снизить количество ложных пиков, находимых в сигнале неидеального качества, при этом не требуя настройки гиперпараметров и большого количества вычислительных ресурсов, что упрощает и обобщает работу с сигналами ФПГ, снятыми с различных частей тела разными датчиками. В алгоритм было внесено несколько изменений. Во-первых, нижняя огибающая смещалась на небольшое значение (1% от размаха отфильтрованного сигнала), что позволяет с большей надежностью отсекал участки, потенциально содержащие пики. Во-вторых, было внесено изменение в функцию поиска пиков на отсеченных участках. Функция поиска пиков была модифицирована так, чтобы приоритет точки как кандидата в пики рассчитывался как произведение значения сигнала на отрицательное значение для второй производной сигнала в этой точке. Данное изменение внесено с целью более точного нахождения пиков в случае двойных пиков, так как они могут привести к снижению точности определения ЧСС. Было замечено, что отрицательное значение второй производной ФПГ первого пика, соответствующего систолическому пику, значительно превышает соответствующее значение для второго пика, что и было использовано при разработке алгоритма. Следует отметить, что приоритет кандидатов в пики использовался только для выбора пика среди кандидатов, расположенных ближе чем 1/3 с, что соответствует 180 bpm.

Далее рассчитывались расстояния между последовательными найденными пиками. Эти расстояния тщательно отфильтровывались. Во-первых, расстояния, не соответствующие промежутку ЧСС в 30–180 bpm, не учитывались. Во-вторых, не рассматривались расстояния

с абсолютным значением Z-оценки (расстояние до 0 после стандартизации) ниже 1.96. В-третьих, расстояния, не попадающие в промежуток $(m - b, m + b)$, где m — среднее расстояние, $b = \max(0.25m, 1/3 \cdot f)$, f — частота дискретизации, также отбрасывались. В том случае, если после проведенной фильтрации число пиков было ниже чем 3 или выше чем 30, данный участок признавался некачественным и значение ЧСС устанавливалось как неопределенное. Наконец, ЧСС рассчитывалась как $60f/m$, где m — среднее по оставшимся расстояниям.

Для сравнения оценки эффективности разработанного алгоритма он был протестирован с использованием открытой базы данных BIDMC [4], содержащей 54 ФПГ-сигнала длиной в 480 s и соответствующие им показатели ЧСС, полученные при помощи контрольного медицинского прибора. С использованием метода расчета ЧСС, приведенного выше, были рассчитаны значения ЧСС для ФПГ и проведено их сравнение с контрольными значениями ЧСС. Для каждого из сигналов рассчитывалась средняя абсолютная ошибка, после чего полученные ошибки были усреднены. Наилучшим сочетанием фильтра и SQI оказались фильтр Баттеруорта четвертого порядка и куртозис со средней абсолютной ошибкой определения ЧСС по всей базе данных BIDMC в 1.4 ± 0.4 bpm.

Проведенные испытания показали, что предложенный метод обеспечивает определение частоты сердечных сокращений при времени обработки менее 20 ms на платформе ESP32S3. Это делает его пригодным для использования в носимых устройствах мониторинга.

Финансирование работы

Исследование выполнено при поддержке гранта Российского научного фонда (проект № 24-21-00404).

Соблюдение этических стандартов

В исследовании не проводились испытания, требующие согласования с этическим комитетом.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] Y. Liang, M. Elgendi, Z. Chen, R. Ward, Sci. Data, **5** (1), 180076 (2018). DOI: 10.1038/sdata.2018.76
- [2] M. Elgendi, I. Martinelli, C. Menon, npj Biosensing., **1** (1), 5 (2024). DOI: 10.1038/s44328-024-00002-1
- [3] F. Esgalhado, A. Batista, V. Vassilenko, S. Russo, M. Ortigueira, Symmetry, **14** (6), 1139 (2022). DOI: 10.3390/sym14061139
- [4] M.A.F. Pimentel, A.E.W. Johnson, P.H. Charlton, D. Birrenkott, P.J. Watkinson, L. Tarassenko, D.A. Clifton, IEEE Trans. Biomed. Eng., **64** (8), 1914 (2017). DOI: 10.1109/TBME.2016.2613124