

DOI: 10.21122/2220-9506-2025-16-4-395-405

Система скрининга сосудистой системы человека с применением относительного описания фотоплетизмограмм

В.А. Алексеев¹, С.И. Юран², В.П. Усольцев¹

¹Ижевский государственный технический университет имени М.Т. Калашникова,
ул. Студенческая, 7, г. Ижевск 426069, Россия

²Удмуртский государственный аграрный университет,
ул. Студенческая, 11, г. Ижевск 426069, Россия

Поступила 29.04.2025

Принята к печати 20.11.2025

Скрининговые исследования играют важную роль в профилактике хронических заболеваний сердечно-сосудистой системы. Одним из методов скрининговой сосудистой диагностики является метод фотоплетизмографии, широко применяемый для оценки состояния сердечно-сосудистой системы. Для повышения эффективности проведения скрининговых исследований предложено использовать алгоритм автоматизированной обработки фотоплетизмограмм, в основе которого лежит относительное описание формы пульсовой кривой, представленной в виде решётчатой функции цифрового сигнала фотоплетизмограммы. Преимуществом относительного описания цифрового представления фотоплетизмограммы является его инвариантность к линейным преобразованиям амплитуды сигнала и его временному сдвигу. Это важно при анализе пульсовых кривых в силу возможности изменения амплитудных параметров кривой, а также их временного сдвига при их регистрации. При этом анализ изменений формы фотоплетизмограммы проводится после представления её в виде матрицы отношения порядка составляющих решётчатой функции, представляющий цифровое представление фотоплетизмограммы после аналого-цифрового преобразования аналогового представления фотоплетизмограммы. При проведении скрининговых исследований осуществляется распознавание изменений формы фотоплетизмограммы путём её сравнения с эталоном матрицы отношения. Матрица отношения получена из решётчатой функции цифрового представления типичной фотоплетизмограммы пациента. Такая фотоплетизмограмма характеризует определённое заболевание сердечно-сосудистой системы. В результате сравнения матриц отношения определяется близость признаков типичной формы фотоплетизмограммы к эталонам фотоплетизмограмм, после чего устанавливается диагноз заболевания. Для осуществления предложенного алгоритма проведения исследований приведена структурная схема автоматизированной системы для скрининга сердечно-сосудистой системы. В этой схеме для представления в цифровом виде фотоплетизмограммы используется гомоморфное относительное описание. Это позволяет выявлять отдельные изменения формы фотоплетизмограммы, связанные с отклонениями от нормы состояния сердечно-сосудистой системы. Такой подход расширяет арсенал технических средств, используемых при проведении скрининга сердечно-сосудистой системы.

Ключевые слова: относительное описание сигналов, сердечно-сосудистая система, скрининг, фотоплетизмография

Адрес для переписки:

Юран С.И.
Удмуртский государственный аграрный университет,
ул. Студенческая, 11, г. Ижевск 426069, Россия,
e-mail: yuran-49@yandex.ru

Address for correspondence:

Yuran S.I.
Udmurt State Agrarian University,
Studencheskaya str., 11, Izhevsk 426069, Russia
e-mail: yuran-49@yandex.ru

Для цитирования:

В.А. Алексеев, С.И. Юран, В.П. Усольцев.
Система скрининга сосудистой системы человека с применением относительного описания фотоплетизмограмм.
Приборы и методы измерений.
2025. Т. 16. № 4. С. 395–405.
DOI: 10.21122/2220-9506-2025-16-4-395-405

For citation:

Alekseev V.A., Yuran S.I., Usoltsev V.P.
Human Vascular System Screening System Using a Relative Description Photoplethysmograms.
Devices and Methods of Measurements.
2025;16(4):395–405. (In Russ.).
DOI: 10.21122/2220-9506-2025-16-4-395-405

DOI: 10.21122/2220-9506-2025-16-4-395-405

Human Vascular System Screening System Using a Relative Description Photoplethysmograms

V.A. Alekseev¹, S.I. Yuran², V.P. Usoltsev¹

¹Kalashnikov Izhevsk State Technical University,
Studencheskaya str., 7, Izhevsk 426069, Russia

²Udmurt State Agrarian University,
Studencheskaya str., 11, Izhevsk 426069, Russia

Received 29.04.2025

Accepted for publication 20.11.2025

Abstract

Screening studies play an important role in the prevention of chronic diseases of the cardiovascular system. One of the methods of screening vascular diagnostics is the method of photoplethysmography, which is widely used to assess the state of the cardiovascular system. To increase the efficiency of screening studies, it is proposed to use an algorithm for automated processing of photoplethysmograms, which is based on a relative description of the shape of the pulse curve, represented as a lattice function of the digital signal of the photoplethysmogram. The advantages of the relative description of the digital representation of a photoplethysmogram is its invariance to linear transformations of the signal amplitude and its time shift. This is important when analyzing pulse curves due to the possibility of changing the amplitude parameters of the curve, as well as their time shift during their registration. In this case, the analysis of changes in the shape of the photoplethysmogram is carried out after it is presented as a matrix of the ratio of the order of the components of the lattice function, representing the digital representation of the photoplethysmogram after the analog-to-digital conversion of the analog representation of the photoplethysmogram. During screening studies, changes in the shape of the photoplethysmogram are detected by comparing it with the standard of the ratio matrix. The ratio matrix is derived from the grid function of the digital representation of a typical photoplethysmogram of a patient. Such a photoplethysmogram characterizes a certain disease of the cardiovascular system. As a result of comparing the ratio matrices, the proximity of the features of the typical form of the photoplethysmogram to the photoplethysmogram standards is determined, after which the diagnosis of the disease is established. To implement the proposed research algorithm, a block diagram of an automated system for screening the cardiovascular system is provided. In this scheme, a homomorphic relative description is used to represent the photoplethysmogram digitally. This makes it possible to identify individual changes in the shape of the photoplethysmogram associated with abnormalities in the state of the cardiovascular system. This approach expands the arsenal of technical tools used in screening the cardiovascular system.

Keywords: relative description of signals, cardiovascular system, screening, photoplethysmography

Адрес для переписки:

Юран С.И.
Удмуртский государственный аграрный университет,
ул. Студенческая, 11, г. Ижевск 426069, Россия,
e-mail: yuran-49@yandex.ru

Address for correspondence:

Yuran S.I.
Udmurt State Agrarian University,
Studencheskaya str., 11, Izhevsk 426069, Russia
e-mail: yuran-49@yandex.ru

Для цитирования:

В.А. Алексеев, С.И. Юран, В.П. Усольцев.
Система скрининга сосудистой системы человека с применением
относительного описания фотоплетизмограмм.
Приборы и методы измерений.
2025. Т. 16. № 4. С. 395–405.
DOI: 10.21122/2220-9506-2025-16-4-395-405

For citation:

Alekseev V.A., Yuran S.I., Usoltsev V.P.
Human Vascular System Screening System Using a Relative
Description Photoplethysmograms.
Devices and Methods of Measurements.
2025;16(4):395–405. (In Russ.).
DOI: 10.21122/2220-9506-2025-16-4-395-405

Введение

Важным направлением медицинских исследований является скрининг сердечно-сосудистой системы (ССС). Скрининговые исследования [1] больших групп населения способствуют выявлению факторов риска развития сердечно-сосудистых заболеваний, обусловленных, например, атеросклерозом, и играют важную роль в профилактике хронических заболеваний этой системы, вызванных различными причинами, например, неблагоприятной экологической обстановкой [2, 3]. В принципе, скрининг-тест не претендует на метод диагностики ССС пациентов. Лица с положительными или подозрительными результатами таких исследований должны направляться к врачам для установления диагноза и необходимого лечения.

При этом в основе механизма зарождения и развития многих заболеваний сосудистой системы лежит нарушение микроциркуляции. Поэтому оценка состояния сосудистого русла, включая капилляры, позволяет на ранних стадиях выявить различные болезни, что является актуальной задачей [4].

Одним из методов скрининговой сосудистой диагностики может являться метод фотоплетизмографии (ФПГ) [5], широко применяемый для оценки состояния ССС [6, 7]. Выбор данного метода для скрининга в последнее время обусловлен рядом преимуществ перед другими методами, например, реографией и электрокардиографией. Современный уровень развития аппаратуры для ФПГ [8–13] позволяет успешно решать задачи, связанные с оценкой состояния сосудистой системы человека и животных.

Это неинвазивный и надёжный экспресс-метод, заключающийся в определении изменения объёма крови в области, на которой проводится измерение. Известно, что объём крови меняется в зависимости от фазы сердечного цикла. Таким образом, фотоплетизмография представляет собой метод регистрации изменений оптической плотности биологической ткани, которая зависит от количества крови в исследуемой участке ткани. Регистрируемый сигнал называется фотоплетизмограммой, форма которой характеризуется рядом диагностических параметров, которая оценивается по определённым параметрам. Считается, что

период пульсовой волны и частота следования этих волн зависят от работы сердца, а форма и величина амплитудных параметров – от состояния сосудистой стенки [5].

Датчики, используемые в ФПГ, представляют собой оптопару с открытым оптическим каналом и содержат источник излучения, например, ИК-светодиод или лазер и фотоприёмник в виде фотодиода или фототранзистора.

Эффективность скрининговых исследований ССС во многом определяется временем проведения процедуры обследования каждого пациента и расшифровки полученных данных, достоверностью выявления признаков заболеваний, а также аппаратными решениями при реализации данного метода.

Процедура исследования ССС с использованием метода ФПГ заключается в регистрации ФПГ сигнала с конкретного участка тела пациента (дистальная фаланга пальца руки или ноги, лоб, ушная раковина и др.) в течение заданного времени для получения необходимого количества пульсовых кривых, неискажённых артефактами [14, 15], и математической обработки полученного временного ряда кривых [16] (сглаживание, нормализация и др.). Важным этапом исследования является сравнение полученных параметров фотоплетизмограмм с эталонными значениями, присущими параметрам фотоплетизмограмм конкретного заболевания. С учётом признаков, характерных для конкретного вида отклонений параметров пульсовых кривых от эталонных для определённой группы пациентов, определяется состояние ССС, что важно при постановке диагноза того или иного заболевания.

К недостаткам описанного подхода исследования состояния ССС с использованием ФПГ можно отнести сложность, субъективность и достаточно большое время анализа параметров зарегистрированных фотоплетизмограмм. Большое время анализа параметров фотоплетизмограмм связано с необходимостью анализа формы фотоплетизмограммы человеком-оператором, врачом. Однако проведение анализа параметров пульсовых кривых ручным способом особенно на длинном интервале наблюдения приводит к утомлению специалиста, в результате качество скрининговых исследований может снижаться.

Для повышения эффективности проведения скрининговых исследований ССС необходимо

использование алгоритмов автоматизированной обработки фотоплетизмограмм, позволяющих проводить анализ формы пульсовых кривых, по результатам которого в дальнейшем осуществляется идентификация отклонений состояния ССС от допустимых значений и делается вывод о состоянии ССС пациента, что позволяет точно поставить диагноз заболевания.

Однако многие аналитические способы анализа формы пульсовой кривой по амплитудно-временным параметрам сопряжены с трудностями, связанными с возможностью изменения амплитуд этих параметров от одной кривой к другой, вследствие их инвариантных линейных преобразований.

Для решения данной задачи авторы предлагают использовать при описании фотоплетизмограмм её относительное описание, что позволяет проводить классификацию фотоплетизмограмм по форме огибающей сигнала [17, 18]. Преимуществом такого подхода, в отличие от ряда известных аналитических методов, основанных, например, на фиксации крутизны нарастания или спада пульсовой кривой, является инвариантность описания к линейным преобразованиям и сдвигу, что важно при анализе именно пульсовых кривых в силу возможности изменения временных и амплитудных параметров от одной кривой к другой при их регистрации, особенно при регистрации фотоплетизмограмм в условиях шумов и помех.

В ряде работ, например, [18] относительное описание использовалось для представления и анализа сигналов фотоплетизмограмм. Однако применительно к задаче скрининга сосудистой системы человека и разработки автоматизированной системы для этой цели аппарат относительного описания фотоплетизмограмм не применялся.

Относительное описание формы фотоплетизмограмм

Относительное описание является одним из способов качественного описания сигналов [17, 19], которое позволяет идентифицировать признаки сигнала, например, экстремумы и их расположение и др. Эти признаки сигнала определяют качественный «портрет» исследуемого сигнала.

Для сигнала фотоплетизмограммы такими признаками могут быть достаточно быстрое нарастание анакроды, наличие «петушиного» гребня на вершине фотоплетизмограммы, наличие или отсутствие дополнительной волны на катакроде (дикротический зубец) и др.

В современных системах регистрации и анализа пульсовых кривых обработка сигнала фотоплетизмограммы осуществляется в цифровом виде, что также влияет на качественный «портрет» сигналов.

Относительное описание сигнала – это отношение порядка, заданное на множестве составляющих решётчатой функции (РФ), описывающей цифровое представление сигнала. В общем случае такое описание может быть построено с использованием матрицы отношения.

Пусть задано n -элементное множество признаков M и выбрана нумерация на этом множестве (M упорядочено). Кроме того, задана матрица $\|P_{ij}\|$ размером $n \times n$, состоящая из элементов P_{ij} , причём:

$$P_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{если выполняется } X_i R X_j \\ 0, & \text{если не выполняется } X_i R X_j \end{cases},$$

где $i, j \in \{1, 2, \dots, n\}$; $X_i R X_j$ – отношение порядка на множестве M ; $X_i, X_j \in M$.

В результате будет задано бинарное отношение на множестве M . Матрица $\|P_{ij}\|$ называется матрицей отношения [17, 19]. Такие матрицы являются одной из форм задания качественного описания сигнала. Представим матрицу отношения в виде:

$$\|P_{ij}\| = [R] = \begin{bmatrix} X_1 R_{11} X_1 & X_1 R_{12} X_2 & \dots & \dots & \dots & X_1 R_{1n} X_n \\ X_2 R_{21} X_1 & X_2 R_{22} X_2 & \dots & \dots & \dots & X_2 R_{2n} X_n \\ X_3 R_{31} X_1 & X_3 R_{32} X_2 & \dots & X_3 R_{3j} X_j & \dots & X_3 R_{3n} X_n \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ X_i R_{i1} X_1 & X_i R_{i2} X_2 & \dots & X_i R_{ij} X_j & \dots & X_i R_{in} X_n \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ X_{(n-1)R_{(n-1)1}} X_1 & \dots & \dots & \dots & \dots & X_{(n-1)R_{(n-1)n}} X_n \\ X_n R_{n1} X_1 & X_n R_{n2} X_2 & \dots & \dots & \dots & X_n R_{nn} X_n \end{bmatrix},$$

где R_{ij} – соотношение между элементами множества X_i и X_j .

Для удобства использования запишем матрицу $[R]$ следующим образом:

$$[R] = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & \dots & R_{1j} & \dots & R_{1n} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & \dots & R_{2j} & \dots & R_{2n} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & \dots & R_{3j} & \dots & R_{3n} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ R_{i1} & R_{i2} & R_{i3} & \dots & R_{ij} & \dots & R_{in} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ R_{(n-1)1} & R_{(n-1)2} & R_{(n-1)3} & \dots & R_{(n-1)j} & \dots & R_{(n-1)n} \\ R_{n1} & R_{n2} & R_{n3} & \dots & R_{nj} & \dots & R_{nn} \end{bmatrix}.$$

Матрицы отношения являются формой описания цифрового сигнала, в том числе формой описания качественных признаков сигнала. Используя общее описание в виде матрицы отношения, можно перейти к описанию для какого-либо отношения R , например, отношения строгого или нестрогого порядка с использованием изображающих чисел [19] по правилу:

$$R_{ij} \rightarrow P_{ij} = \begin{cases} 1, X_i R X_j, i < j \\ 0, X_i - R X_j, i, j \in \{1, 2, 3, \dots, n\} \end{cases}.$$

Тогда матрица будет иметь следующий вид:

$$[R]_d = \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} & P_{13} & \dots & P_{1j} & \dots & P_{1n} \\ & P_{22} & P_{23} & \dots & P_{2j} & \dots & P_{2n} \\ & & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ & & & P_{ii} & P_{i(i+1)} & \dots & P_{in} \\ & & & & \dots & \dots & \dots \\ & & & & & P_{(n-1)(n-1)} & P_{(n-1)n} \\ & & & & & & P_{nn} \end{bmatrix}.$$

Элементы P_{ij} , для которых $1 \leq i \leq j$, с точки зрения определения свойств $[R]_d$ избыточны и поэтому условно не показаны.

Далее рассмотрим применение аппарата относительного описания для представления фотоплетизмограмм, заданных в виде исследуемого цифрового сигнала, полученного из непрерывного сигнала $S(t)$. При этом цифровой сигнал представлен в виде РФ (обозначим её LF).

$LF = \{S(t_i)\}; i = \{1, 2, \dots, n\}$ на решётке $\alpha \times n$, где α – число уровней квантования по амплитуде составляющих РФ; n – число составляющих РФ, ΔS – шаг квантования (рисунок 1).

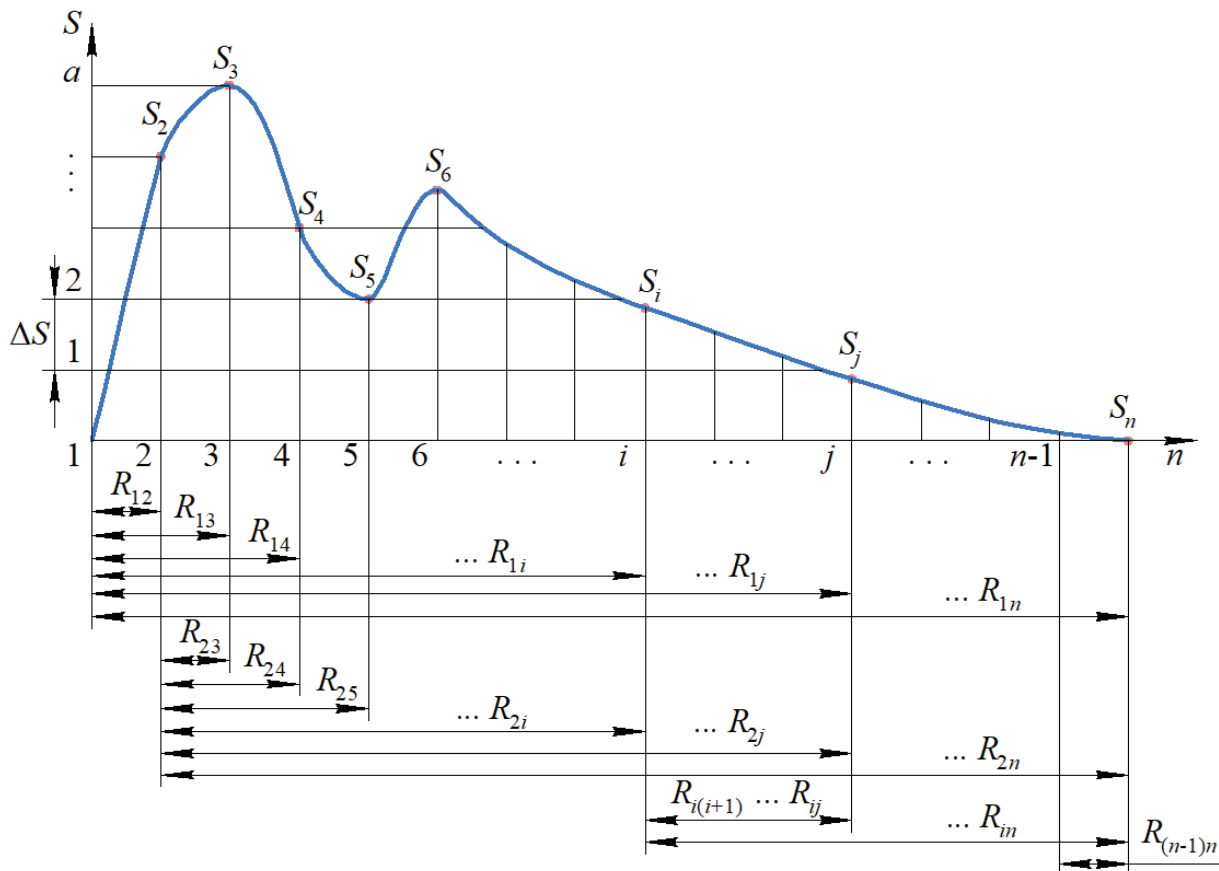


Рисунок 1 – Формирование относительного описания формы сигнала фотоплетизмограммы

Figure 1 – Formation of a relative description of the photoplethysmogram waveform

На каждой решётчатой функции можно построить огибающую, представляющую аналоговый сигнал. Таким образом, матрица отношения порядка, построенная на составляющих РФ, отражает свойства аналогового сигнала, описывая форму огибающей РФ. При этом на множестве составляющих РФ можно построить определенное количество матриц отношения, задавая отношения между разными сочетаниями составляющих РФ. Множество полученных матриц позволяет выбрать степень классификации РФ, а, следовательно, и фотоплетизмограмм. Чем больше описание в виде нескольких матриц, тем более узкий класс распознаваемых сигналов. Это отличие от всех известных способов описания формы фотоплетизмограммы.

При этом предложенное относительное описание не исключает применения всех известных нейросетевых методов по распознаванию сигналов. Это описание может быть использовано и для описания свойств сигналов, представленных в виде спектров сигналов, полученных дискретным преобразованием Фурье и других преобразований в ортогональных базисах.

Определив соотношения амплитуд, составляющих РФ, построим треугольную матрицу $[R]$ следующего вида:

$$[R] = \begin{bmatrix} S_1 R_{12} S_2 & S_1 R_{13} S_3 & S_1 R_{14} S_4 & \dots & S_1 R_{1j} S_j & \dots & S_1 R_{1n} S_n \\ & S_2 R_{23} S_3 & S_2 R_{24} S_4 & \dots & S_2 R_{2j} S_j & \dots & S_2 R_{2n} S_n \\ & & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ & & & S_i R_{i(i+1)} S_{i+1} & \dots & S_i R_{ij} S_j & \dots & S_i R_{in} S_n \\ & & & & \dots & \dots & \dots & \dots \\ & & & & & & S_{n-1} R_{(n-1)n} S_n \end{bmatrix}$$

или

$$[R] = \begin{bmatrix} R_{12} & R_{13} & R_{14} & \dots & R_{1j} & \dots & R_{1n} \\ & R_{23} & R_{24} & \dots & R_{2j} & \dots & R_{2n} \\ & & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ & & & \dots & \dots & \dots & \dots \\ & & & & R_{i(i+1)} & \dots & R_{in} \\ & & & & & \dots & \dots \\ & & & & & & R_{(n-1)n} \end{bmatrix}.$$

Полученная матрица $[R]$ (1) [18] позволяет описать форму сигнала $S(t)$ (рисунок 1) через амплитудные соотношения между составляющими РФ, т. е. через матрицу отношения порядка, заданного на множестве составляющих РФ. Такая матрица однозначно описывает сигнал на заданном интервале

времени, зависящим от размера матрицы. Следует сказать, что представление фотоплетизмограмм в виде относительного описания не исключает применения нейросетевых методов анализа относительного описания.

Чтобы представить матрицу $[R]$ (1) в цифровом вычислительном устройстве, используют матрицу изображающих чисел $[R]_d$. На рисунке 2 приведена фотоплетизмограмма в виде решётчатой функции, для которой, матрица $[R]_d$ с использованием следующего условия:

$$P_{ij} = \begin{cases} 1, \text{ если } S_i \geq S_j \\ 0, \text{ если } S_i < S_j \end{cases},$$

запишется в виде:

$$[R]_d = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & 1 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & & & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & & & & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & & & & & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & & & & & & 1 & 1 & 1 & 1 \\ & & & & & & & & & 1 & 1 & 1 \\ & & & & & & & & & & 1 & 1 \\ & & & & & & & & & & & 1 \end{bmatrix}.$$

Таким образом, получено неполное описание формы сигнала фотоплетизмограммы через отношение порядка между амплитудами составляющих РФ (выражение (2)).

В ряде задач классификации пульсовых кривых, описываемых РФ, нет необходимости использовать весь набор соотношений между составляющими. В связи с этим для практических целей целесообразно выделить только часть этого набора, который будет являться “гомоморфным” эталоном в процедуре классификации. Для построения гомоморфного эталона удобно использовать элементы главной диагонали матрицы $[R]_d$, которые представляют собой отношения только соседних отсчётов или в дополнение к ним – отношений близко отстоящих отсчётов, например, $S(t_i)$ и $S(t_{i+2})$ – вторая и другие диагонали матрицы.

Важно отметить, что относительное описание позволяет использовать гомоморфное описание, где полезная информация

не теряется благодаря выбору количества матриц отношения, описывающих РФ. Чем больше используется матриц, тем ближе описание

к единственному аналитическому описанию. Соответственно и сужается класс распознаваемых фотоплетизмограмм.

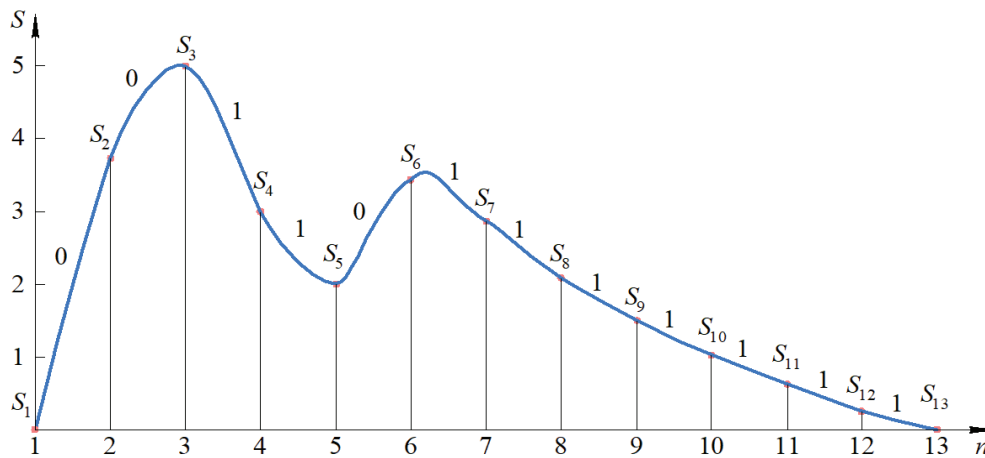


Рисунок 2 – Фотоплетизмограмма в виде решётчатой функции, заданной на решётке $\alpha \times n$. Цифрами 0 и 1 между ординатами составляющих решётчатой функции указаны элементы главной диагонали матрицы $[R]_d$

Figure 2 – An example of a lattice function of a photoplethysmogram, defined on a lattice $\alpha \times n$. The digits 0 and 1 between the ordinates of the components of the lattice function indicate the elements of the main diagonal of the matrix $[R]_d$

В таблице 1 приведены примеры фотоплетизмограмм сигналов с выхода фотоплетизмографа, где 1 – фотоплетизмограмма здорового человека, 2 – кривая, содержащая большую дикротическую волну, 3 – кривая, имеющая одну полуволну. Также в таблице приведены РФ и их относительные описания в виде треугольных матриц, содержащих изображающие числа (0, 1), в которых выделена главная диагональ, элементы которой использованы в качестве гомоморфного эталона. Матрицы строились с учётом следующих условий: $P_{ij} = 1$, если $S_i \geq S_j$ и $P_{ij} = 0$, если $S_i < S_j$.

При анализе фотоплетизмограмм по их форме с помощью относительного описания видно существенное отличие, что позволяет использовать данное описание для скрининга ССС с целью распознавания отличий от нормального состояния. Однако, не всегда использование матрицы отношения в виде главной диагонали позволяет определить отличия пульсовой кривой (кривые 1 и 2 в таблице 1).

Для повышения степени распознавания можно использовать матрицы отношения с другими соотношениями между составляющими РФ или использовать несколько диагоналей матрицы отношения $[R]$, а именно, $[D_1, D_2, \dots, D_{n-1}]$.

Для распознавания фотоплетизмограммы необходим эталон описания. Для относительно-го описания эталон представляет набор матриц отношений для различных сочетаний соотношений между составляющими РФ, т. е. $[R]_{ds} = \{[R]_{d1}, [R]_{d2}, \dots, [R]_{d(n-1)}\}$, где $[R]_{di}$ – матрица отношения для 0, 1, ..., (n-1) различных разностей сочетаний составляющих РФ.

Для построения эталона необходимо проведение экспериментов с целью выявления различных элементов эталона, включая главную диагональ матрицы отношения в изображающих числах. Результатом экспериментов является построение гомоморфного эталона для различных видов фотоплетизмограмм для определённой группы пациентов.

Система скрининга сердечно-сосудистой системы

Рассмотрим алгоритм системы скрининга ССС.

1. Регистрация фотоплетизмограмм пациента в течение заданного промежутка времени.

2. Выбор из полученной реализации фотоплетизмограмм средней по форме фотоплетизмограммы (осреднение параметров).

3. Получение РФ осреднённой фотоплетизмограммы пациента $LF_a = \{X_1, X_2, X_i, \dots, X_n\}$, где X_i – значения амплитуд ординаты РФ фотоплетизмограммы.

4. Построение матрицы отношения $\|P_{ij}^a\|$ для огибающей РФ фотоплетизмограммы.

5. Нахождение признаков, характеризующих форму пульсовой кривой, характерных определённому типу отклонения состояния сосудистой системы, связанного с определённым заболеванием.

6. Получение портрета отклонения состояния CCC, которое можно представить в виде решётчатой функции $LF_i \{S_1, S_2, \dots, S_n\}$, где S_n – значение ординат на периоде пульсовой кривой, n – число отсчётов сигнала на периоде фотоплетизмограммы.

7. Построение эталона для каждого вида отклонений состояния CCC путём получения РФ и построения матрицы отношения $\|P_{ij}^b\|$ для каждого эталона.

8. Создание базы данных отклонений состояния CCC.

9. Сравнение матриц отношения средней фотоплетизмограммы $\|P_{ij}^a\|$ с каждым из z эталонов $\|P_{ij}^b\|$, характеризующим определённое отклонение состояния CCC, путём нахождения суммы разностей элементов диагоналей двух матриц – средней и эталонной, $Q_k = \sum_{ij} |P_{ij}^a - P_{ij}^b|$; $k = 1, \dots, z$, где z – количество эталонов отклонений состояния CCC.

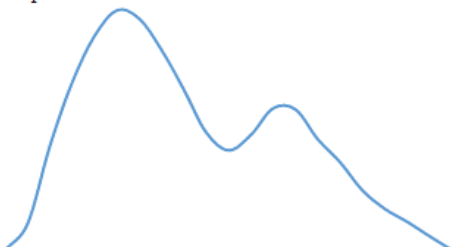
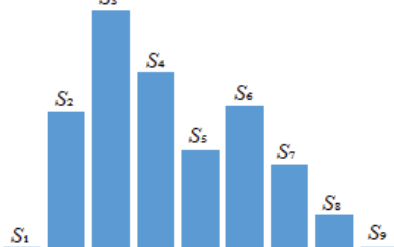
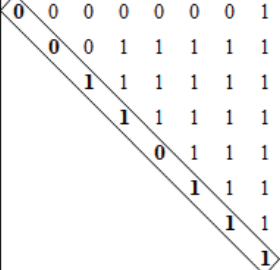
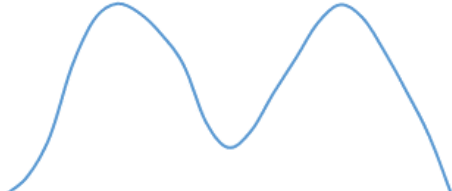
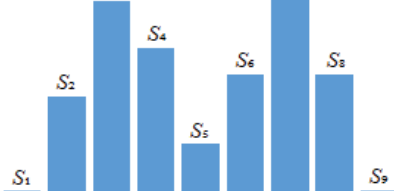
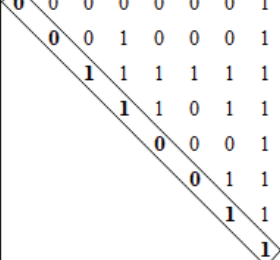
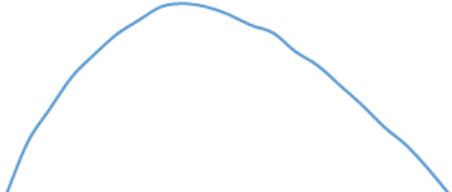
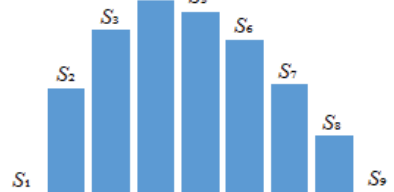
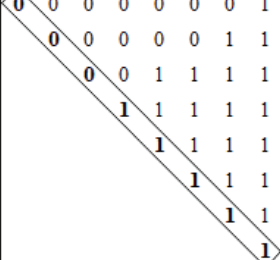
10. Определение близости признаков типичной формы фотоплетизмограммы к одному или нескольким эталонам фотоплетизмограмм путём выбора $Q = \min(Q_k)$ для наиболее верного определения эталона. В результате сравнения матриц отношений выбирается эталон, который в наибольшей степени соответствует параметрам измеренной фотоплетизмограммы.

11. Исходя из принадлежности выбранного эталона определённому типу отклонения состояния CCC делается вывод о наличии заболевания у обследованного пациента.

Таблица 1 / Table 1

Относительное описание фотоплетизмограмм различного вида

Examples of constructing relative descriptions of photoplethysmograms

Сигнал на выходе фотоплетизмографа Signal at photoplethysmograph output	Вид решётчатой функции Shape of lattice function	Относительное описание Relative description
1 		
2 		
3 		

Структурная схема автоматизированной системы для скрининга ССС с использованием относительного описания формы фотоплетизмограмм приведена на рисунке 3.

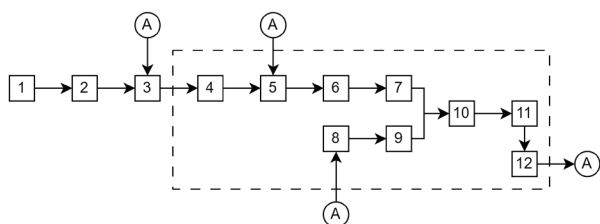


Рисунок 3 – Структурная схема автоматизированной системы для скрининга сердечно-сосудистой системы: 1 – пациент; 2 – оптоэлектронный датчик; 3 – блок усиления; 4 – АЦП; 5 – блок формирования типичной для возможного заболевания пульсовой кривой; 6 – блок памяти; 7 – блок построения матрицы отношения; 8 – блок подготовки эталонов отклонений состояния сердечно-сосудистой системы; 9 – база данных эталонов отклонений состояния сердечно-сосудистой системы; 10 – блок сравнения матриц отношения; 11 – блок управления; 12 – компьютер

Figure 3 – Block diagram of an automated system for screening the cardiovascular system: 1 – patient; 2 – optoelectronic sensor; 3 – amplification unit; 4 – ADC; 5 – unit for forming a pulse curve typical of a possible disease; 6 – memory unit; 7 – block for constructing a ratio matrix; 8 – unit of preparation of standards of deviation cardiovascular system state; 9 – cardiovascular system state deviation standards database; 10 – unit for comparing ratio matrices; 11 – control unit; 12 – computer

Схема содержит оптоэлектронный датчик 2, установленный на пациенте 1; блок усиления 3 предназначен для усиления сигнала с фотоприёмника датчика 2 и фильтрации возможных помех, например, от источников света, промышленной сети и др.; аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 4; блок формирования 5 типичной для возможного отклонения состояния ССС пульсовой кривой, в котором осуществляется сглаживание, усреднение; блок памяти 6, в который записывается РФ фотоплетизмограммы, огибающая которой характеризует определённый вид возможного отклонения состояния ССС; блок построения матрицы отношения 7, в котором на основе огибающей РФ фотоплетизмограммы определяется матрица отношения; с помощью блока подготовки эталонов отклонений

состояния ССС 8 заранее строятся РФ и матрицы отношения для фотоплетизмограмм, форма которых характерна для отклонений состояния ССС; матрицы отношения фотоплетизмограмм, отражающих отклонения состояния ССС, заносятся в базу данных эталонов отклонений состояния ССС 9; в блоке сравнения 10 осуществляется последовательное сравнение матрицы отношения сформированной фотоплетизмограммы пациента с матрицами отношения эталонов отклонений состояния ССС; взаимодействие блоков схемы осуществляется с помощью блока управления 11 и компьютера 12, в который записываются результаты скрининга.

Заключение

Обосновано применение метода фотоплетизмографии для проведения скрининговых исследований сосудистой системы человека и животных, позволяющих существенно уменьшить риск развития сердечно-сосудистых заболеваний и, как следствие, избежать возникновения и развития ряда осложнений. Для повышения эффективности проведения скрининговых исследований с использованием алгоритмов автоматизированной обработки фотоплетизмограмм предложено использовать разработанный аппарат относительного описания формы пульсовой кривой, представленной в виде огибающей решётчатой функции цифрового сигнала. Одним из достоинств такого описания, в отличие от ряда известных аналитических методов, является его инвариантность к линейным преобразованиям и сдвигу, что важно при анализе фотоплетизмограмм, поскольку в процессе регистрации их амплитудные и временные параметры могут варьировать от периода к периоду.

В процессе скрининговых исследований проводится сравнение матрицы отношения, полученной из решётчатой функции огибающей фотоплетизмограммы средней фотоплетизмограммы пациента, с матрицами отношения, полученными из решётчатой функции огибающих фотоплетизмограмм (эталонами), характеризующими определённое отклонение состояния сосудистой системы, с последующим определением близости

признаков типичной формы фотоплетизмограммы к одному или нескольким эталонам фотоплетизмограмм и постановкой диагноза.

Для осуществления предложенного алгоритма проведения исследований приведена структурная схема автоматизированной системы для скрининга сердечно-сосудистой системы с использованием относительного описания формы фотоплетизмограмм. Реализация системы позволяет с большей степенью вероятности выявить отклонения состояния сосудистой системы, что повышает эффективность скрининговых исследований в направлении раннего выявления развивающейся патологии сердечно-сосудистой системы, а также расширяет арсенал технических средств, используемых при проведении скрининга сердечно-сосудистой системы.

Скрининговая система была реализована с использованием изготовленных систем фотоплетизмографии с различными диапазонами регистрации фотоплетизмограмм в частотном диапазоне от нуля до нескольких килогерц. Один из образцов фотоплетизмографа был реализован в Дамасском университете при руководстве от Ижевского государственного технического университета.

Список использованных источников

1. Самородская И.В. Скрининг в кардиологии / И.В. Самородская // Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. – 2018. – Т. 7, № 4. – С. 92–100. DOI: 10.17802/2306-1278-2018-7-4-92-100
2. Дикарев В.И. Метод функциональной диагностики ранних стадий сосудистой патологии как фактор медико-демографической безопасности населения / В.И. Дикарев, Н.П. Казаков, В.В. Лесничий // Техничко-технологические проблемы сервиса. – 2018. – Т. 43, № 1. – С. 31–34.
3. Хизбуллин Р.Н. Автоматизированный медицинский аппаратный комплекс для проведения предрейсового, послерейсового осмотра водителей и машинистов общественного и городского транспорта / Р.Н. Хизбуллин, А.И. Ларюшин // Вестник НЦ БЖД. – 2016. – № 1 (27). – С. 105–114.
4. Применение фотоплетизмографии для оценки состояния микроциркуляторного русла в качестве метода диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы / М.В. Лущик, А.В. Макеева, О.Н. Остроухова [и др.] // Вестник новых медицинских технологий. – 2022. – № 3. С. 91–95. DOI: 10.24412/1609-2163-2022-3-91-95

5. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement / J. Allen // Physiological measurements. – 2007. – Vol. 28. – № 3. – Pp. 1–39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01

6. Симонян М.А. Возможности фотоплетизмографии как метода скрининга патологии сердечно-сосудистой системы / М.А. Симонян, О.М. Посенкова, А.Р. Киселев // Фундаментальные исследования в кардиологии. – 2020. – Т. 7. – Вып. 1. – Статья e0102. DOI: 10.15275/cardioit.2020.0102 1/5

7. Karimpour P. Photoplethysmography for the Assessment of Arterial Stiffness / P. Karimpour, J.M. May, P.A. Kyriacou // Sensors. – 2023. – 23(24). – 9882. DOI: 10.3390/s23249882

8. Алексеев В.А. Автоматизированный фотоплетизмограф / В.А. Алексеев, С.А. Ардашев, С.И. Юран // Приборы и методы измерений. – 2013. – № 1 (6). – С. 46–51.

9. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care / D. Castaneda, E. Aibhlin, G. Mohammad [et al.] // International Journal of Biosensors & Bioelectronics. – 2018. – Vol. 4. – Issue 4. – Pp. 195–202. DOI: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125

10. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors / H.H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner [et al.] // IEEE Engineering in Medicine and biology magazine. – 2003. – Vol. 22. – No. 3. – Pp. 28–40. DOI: 10.1109/MEMB.2003.1213624

11. Kim K.B. Photoplethysmography in Wearable Devices: A Comprehensive Review of Technological Advances, Current Challenges, and Future Directions / K.B. Kim, H.J. Baek // Electronics. – 2023. – No. 12. – Article 2923. DOI: 10.3390/electronics12132923

12. Wearable Photoplethysmographic Sensors –Past and Present / T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, M. Yoshida // Electronics. – 2014. – No. 3(2). – Pp. 282–302. DOI: 10.3390/Electronics3020282

13. Bhowmick S. IoT Assisted Real Time PPG Monitoring System for Health Care Application / S. Bhowmick, P.K. Kundu, D.D. Mandal // IEEE Second International Conference on Control, Measurement and Instrumentation (CMI). Kolkata, India 2021. – Pp. 122–127. DOI: 10.1109/CMI50323.2021.9362852

14. Sources of Inaccuracy in Photoplethysmography for Continuous Cardiovascular Monitoring / J. Fine, K.L. Branan, A.J. Rodriguez [et al.] // Biosensors (Basel). – 2021. – Apr 16; 11(4): 126. DOI: 10.3390/bios11040126.

15. Алексеев В.А. Снижение влияния артефактов при регистрации фотоплетизмограмм / В.А. Алексеев, С.И. Юран // Датчики и системы. – 2007. – № 6. – С. 19–22.

16. Moraes J.L. Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications /

J.L. Moraes [et al.] // Sensors. – 2018. – No. 18(6). – Article 1894. DOI: 10.3390/s18061894

17. Шрейдер Ю.А. Логика знаковых систем: элементы семиотики / Ю.А. Шрейдер. – М.: Издательство Libroком, 2012. – 64 с.

18. Алексеев В.А. Классификатор пульсовых кривых с использованием матриц отношения / В.А. Алексеев, К.И. Дизендорф, С.И. Юран // Интеллектуальные системы в производстве. – 2010. – № 1(15). – С. 231-235.

19. Кузнецов О.П. Дискретная математика для инженера / О.П. Кузнецов // СПб.: Изд-во Лань, 2004. – 400 с.

References

1. Samorodskaya IV. Screening in cardiology. Complex Issues of Cardiovascular Diseases. 2018;7(4):92-100. DOI: 10.17802/2306-1278-2018-7-4-92-100 (In Russ.).

2. Dikarev VI, Kazakov NP, Lesnichy VV. Method of functional diagnostics of early stages of vascular pathology as a factor of medical and demographic safety of the population. Technical and technological problems of service. 2018;43(1):31-34. (In Russ.).

3. Khizbullin RN, Laryushin AI. Automated medical hardware complex for conducting pre-trip, post-trip examination of drivers and drivers of public and urban transport. Bulletin of the National Research Center of Life Safety. 2016;(1):105-114. (In Russ.).

4. Lushchik MV, Makeeva AV, Ostroukhova ON, Bolotskikh VI, Nagovitsin AK. The use of photoplethysmography for assessing microvascular bed as a method for diagnostic diseases of cardiovascular system. Journal of New Medical Technologies. 2022;(3):91-95. (In Russ.). DOI: 10.24412/1609-2163-2022-3-91-95

5. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. Physiological measurements. 2007;28(3):1-39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/ R01

6. Simonyan MA, Posnenkova OM, Kiselev AR. Possibilities of photoplethysmography as a screening method for pathology of the cardiovascular system. Fundamental research in cardiology. 2020;7(1):e0102. (In Russ.). DOI: 10.15275/cardioit.2020.0102 1/5

7. Karimpour P, May JM, Kyriacou PA. Photoplethysmography for the Assessment of Arterial Stiffness. Sensors. 2023;23(24):9882. DOI: 10.3390/s23249882

8. Alekseev VA, Ardashev SA, Yuran SI. Automated photoplethysmograph. Devices and Methods of Measurements. 2013;1(6):46-51. (In Russ.).

9. Castaneda D, Aibhlin E, Mohammad G, Cinna S, Homer N. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. International Journal of Biosensors & Bioelectronics. 2018;4(4):195-202. DOI: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125

10. Asada HH, Shaltis P, Reisner A, Rhee S, Hutchinson RC. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. IEEE Engineering in Medicine and biology magazine. 2003;22(3):28-40. DOI: 10.1109/EMEMB.2003.1213624

11. Kim KB, Baek HJ. Photoplethysmography in Wearable Devices: A Comprehensive Review of Technological Advances, Current Challenges, and Future Directions. Electronics. 2023;(12):Article 2923. DOI: 10.3390/electronics12132923

12. Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. Wearable Photoplethysmographic Sensors –Past and Present. Electronics. 2014;3(2):282-302. DOI: 10.3390/Electronics3020282

13. Bhowmick S, Kundu PK, Mandal DD. IoT Assisted Real Time PPG Monitoring System for Health Care Application. IEEE Second International Conference on Control, Measurement and Instrumentation (CMI). Kolkata, India. 2021:122-127. DOI: 10.1109/CMI50323.2021.9362852

14. Fine J [et al.]. Sources of Inaccuracy in Photoplethysmography for Continuous Cardiovascular Monitoring. Biosensors (Basel). 2021;Apr 16;11(4):126. DOI: 10.3390/bios11040126

15. Alekseev VA, Yuran SI. Reducing the influence of artifacts in the registration of photoplethysmograms. Sensors and systems. 2007;(6):19-22. (In Russ.).

16. Moraes JL, Rocha MX, Vasconcelos GG, Vasconcelos Filho JE, De Albuquerque VHC, Alexandria AR. Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. Sensors. 2018;18(6):Article 1894. DOI: 10.3390/s18061894

17. SHrejder YUA. Logic of sign systems: elements of semiotics. Moscow, Librocom Publ. 2012;64 p.

18. Alekseev VA, Diesendorf KI, Yuran SI. Classifier of pulse curves using the ratio matrix. Intelligent systems in production. 2010;1(15):231-235. (In Russ.).

19. Kuznetsov OP. Discrete mathematics for an engineer. St. Petersburg, Lan Publishing House. 2004;400 p.