

ЭЛЕКТРОТЕХНИКА. ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ. СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ

УДК 612.161

Н.А. Аверин, Р.А. Файзрахманов, А.Б. Фёдоров

N.A. Averin, R.A. Faizrahmanov, A.B. Fedorov

Пермский национальный исследовательский
политехнический университет

Perm National Research Polytechnic University

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ И АЛГОРИТМОВ АНАЛИЗА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТОЯНИЯ СОСУДОВ

DEVELOPMENT OF MODEL AND ALGORITHMS OF PULSE WAVE ANALYSIS FOR SOLVING PROBLEM OF DETERMINATION VESSELS STATE

Разработана модель анализа пульсовой волны. Описаны алгоритмы определения границ кардиоинтервалов, определения контрольных точек и вычисления значений информативных характеристик с приведением блок-схем.

Ключевые слова: анализ пульсовой волны, кардиоинтервал, контрольные точки, информативные характеристики.

The model of pulse wave analysis was developed. The algorithms for determination of the cardio intervals boundaries, for determination of control points and for calculation of the informative characteristics were described.

Keywords: pulse wave analysis, cardio interval, control points, informative characteristics.

В настоящее время проблема сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) как никогда актуальна. По данным Всемирной организации здравоохранения ССЗ являются основной причиной смерти во всем мире: ежегодно от них умирает больше людей, чем от какой-либо другой болезни [1]. Таким образом, лечение ССЗ становится одним из важнейших направлений деятельности в современном здравоохранении.

Для решения задач определения параметров сосудов и способов оценки их состояния применяют сфигмографический метод (А.Д. Валтнерис, С.П. Власо-

ва, Н.И. Савицкий и др.), основанный на анализе графического изображения формы пульсовой волны (ПВ) [2].

После проведения первичной обработки сигнала ПВ (фильтрация, сглаживание и пр.) проводится непосредственно анализ ПВ, т.е. определяются основные показатели (графические, статистические, спектральные и др.), несущие определенную информацию для медицинских специалистов [3–6].

Анализ пульсовой волны состоит из двух основных задач: выделение точек кривой ПВ и расчет значений информативных характеристик (ИХ). Эти задачи, в свою очередь, можно также разделить на несколько подзадач. В целом процесс анализа ПВ можно представить в виде укрупненной модели, изображенной на рис. 1.

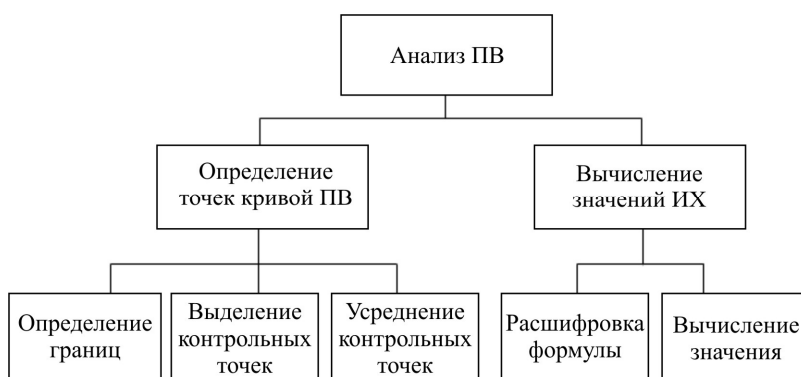


Рис. 1. Укрупненная модель анализа пульсовой волны

Очевидно, что задачи, решаемые в процессе анализа пульсовой волны, имеют строго определенный порядок: сперва выполняется процесс определения точек кривой ПВ, состоящий из последовательных процессов (определения границ, выделения контрольных точек и усреднения контрольных точек), а затем вычисляются значения ИХ (расшифровка формулы ИХ и вычисление значения).

Определение границ кардиоинтервалов. Для определения границ кардиоинтервалов необходимо вычислить значения граничных точек – точек минимума. Данная задача осложнена тем, что значения точек минимума на каждом интервале могут отличаться из-за ряда факторов, основные из которых – подвижность пациента во время замера и плохая фиксация датчика замера.

Таким образом, необходимо отличать на каждом интервале глобальные точки минимума от локальных. Для этого предлагается использовать следующий подход, заключающийся в выделении нижнего диапазона сигнала и поиска минимумов в пределах данного диапазона. Диапазон определяется в процентном соотношении от максимальной разницы значений точек: $M = X_{\min} + (X_{\max} - X_{\min}) \cdot b$, где M – верхняя граница диапазона, X_{\min} – минимальное значение в массиве данных, X_{\max} – максимальное значение, b – коэф-

фициент, определяющий ширину диапазона. Это позволит отсеять локальные минимумы, а также ускорить процесс поиска глобальных минимумов (рис. 2).

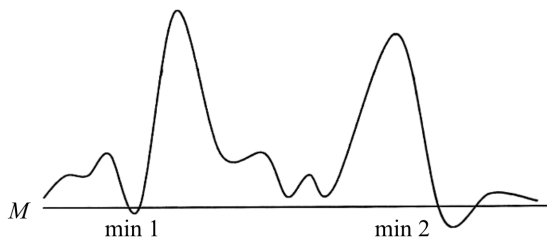


Рис. 2. Определение границ кардиоинтервалов

Очевидно, что возможны случаи, когда некоторые точки глобального минимума попадут за пределы выделенного диапазона, поэтому необходимо предусмотреть возможность ручной корректировки.

На рис. 3 представлен алгоритм метода.

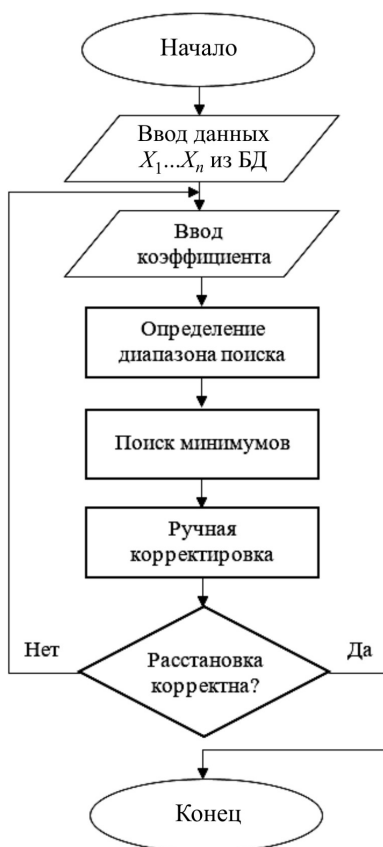


Рис. 3. Алгоритм определения границ кардиоинтервалов

После ввода значений точек кривой ПВ из базы данных (БД) устанавливается коэффициент b , с помощью которого вычисляется диапазон поиска минимумов – $[X_{\min}, M]$, где M – верхняя граница диапазона, $M = X_{\min} + (X_{\max} - X_{\min}) \cdot b$, X_{\min} – минимальное значение в массиве данных, X_{\max} – максимальное значение. Затем в данном диапазоне выполняется поиск минимума простым перебором. Следующий шаг – ручное редактирование. Если ошибок много, то пользователь может не исправлять все ошибки вручную, а выполнить весь процесс заново, указав новый коэффициент b .

Определение точек кривой ПВ. После того как массив точек ПВ разбит на кардиоинтервалы, необходимо в пределах каждого кардиоинтервала определить значение контрольных точек. Среди контрольных точек можно выделить базовые контрольные точки, т.е. те, которые вычисляются непосредственно по форме ПВ. При вычислении ИХ используются также некоторые другие точки, которые рассчитываются из базовых. Их вычисление не представляет сложности.

На рис. 4 указаны базовые контрольные точки, необходимые для вычисления ИХ.

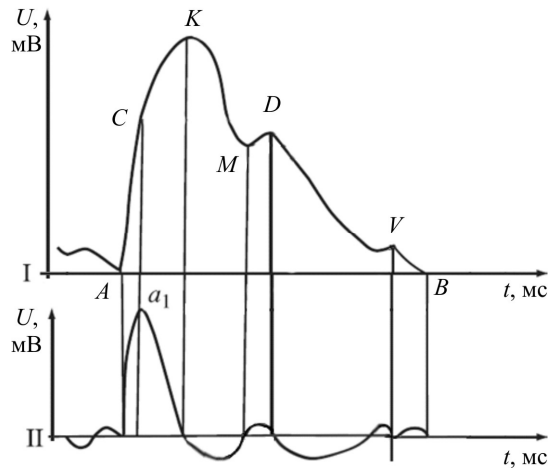


Рис. 4. Базовые контрольные точки:

I – фотоплетизмограмма; II – дифференциальная фотоплетизмограмма

Для вычисления контрольных точек дополнительно вычисляется дифференциальная кривая ПВ. Значение в i -й точке H_i определяется как $H_i = (X_{i+1} - X_i)/\Delta t$, где X_i и X_{i+1} – значения в последовательных точках, Δt – временной интервал между данными значениями.

Определим условия для поиска каждой точки. Обозначения следующие: F – функция кривой ПВ (определена таблично); H – производная от F ; T_L , T_R – границы кардиоинтервала. В таблице представлены формулы для определения базовых точек.

Базовые контрольные точки

Точка	Значение	Описание
<i>A</i>	T_L	Левая граница кардиоинтервала
<i>B</i>	T_R	Правая граница кардиоинтервала
<i>C</i>	$F(t)$, при $H(t) = H_{\max}$	Значение в точке максимального роста
<i>D</i>	$F(t) = F_{\max}$, при $t > t_M$	Локальный максимум – справа от точки <i>M</i>
<i>K</i>	F_{\max}	Максимум кривой ПВ
<i>M</i>	F_{\min} при $t = [t_K; t_D]$	Локальный минимум, между точками <i>K</i> и <i>D</i>
<i>V</i>	$F(t_V)$, $t_V = \max(t)$, $H(t_V) = 0$, $t = [t_D; T_R]$	Ближайшая точка к точке <i>B</i> , значение производной <i>H</i> в которой равно 0
a_1	H_{\max}	Точка максимального роста кривой ПВ

Для более оптимального поиска всех точек необходимо вычислять их в порядке зависимости одной точки от другой: $A, B \rightarrow a_1 \rightarrow C \rightarrow K \rightarrow M \rightarrow D \rightarrow V$. Вычисление в данном порядке уменьшит количество проходов по массиву точек и, как следствие, повысит скорость работы метода.

Усреднение значений контрольных точек. После вычисления контрольных точек в пределах каждого кардиоинтервала необходимо определить их усредненное значение. Среднее значение амплитудной точки *A* определяется как

$$A = \frac{\sum_{i=1}^N (A_i - X_{\min i})}{N},$$

где N – количество кардиоинтервалов.

Среднее значение временной точки *a* находится следующим образом:

$$a = \frac{a - T_L}{T_R - T_L} \cdot \overline{NN}; \overline{NN} = \frac{\sum_{i=1}^N (T_R - T_L)}{N},$$

где T_L, T_R – левая и правая границы кардиоинтервала; \overline{NN} – среднее значение кардиоинтервала; N – количество кардиоинтервалов.

Вычисление информативных характеристик является основной задачей в процессе анализа ПВ. Каждая ИХ вычисляется на основе определенной математической формулы, хранящейся в формализованном виде в БД. Формат формулы предполагает использование следующих обозначений:

- 1) [] – начало и окончание кода точки ПВ или константы;
- 2) # – обозначение константы;
- 3) +, -, /, * – общие математические операции;
- 4) «.» – разделитель целой и дробной части констант;
- 5) () – скобки;
- 6) POW(a, b) – возведение числа a в степень b (a и b – точки ПВ либо ИХ);
- 7) SUM(a, b, c) – сумма значений точки a (точка ПВ), рассчитывается по диапазону от b до c точек замера;

8) $M(a, b, c)$ – математическое ожидание значений точки a (точка ПВ), рассчитывается по диапазону от b до c точек замера;

9) N – количество периодов в замере;

10) $NN(i)$ – кардиоинтервал (для итеративных вычислений, i – текущая итерация).

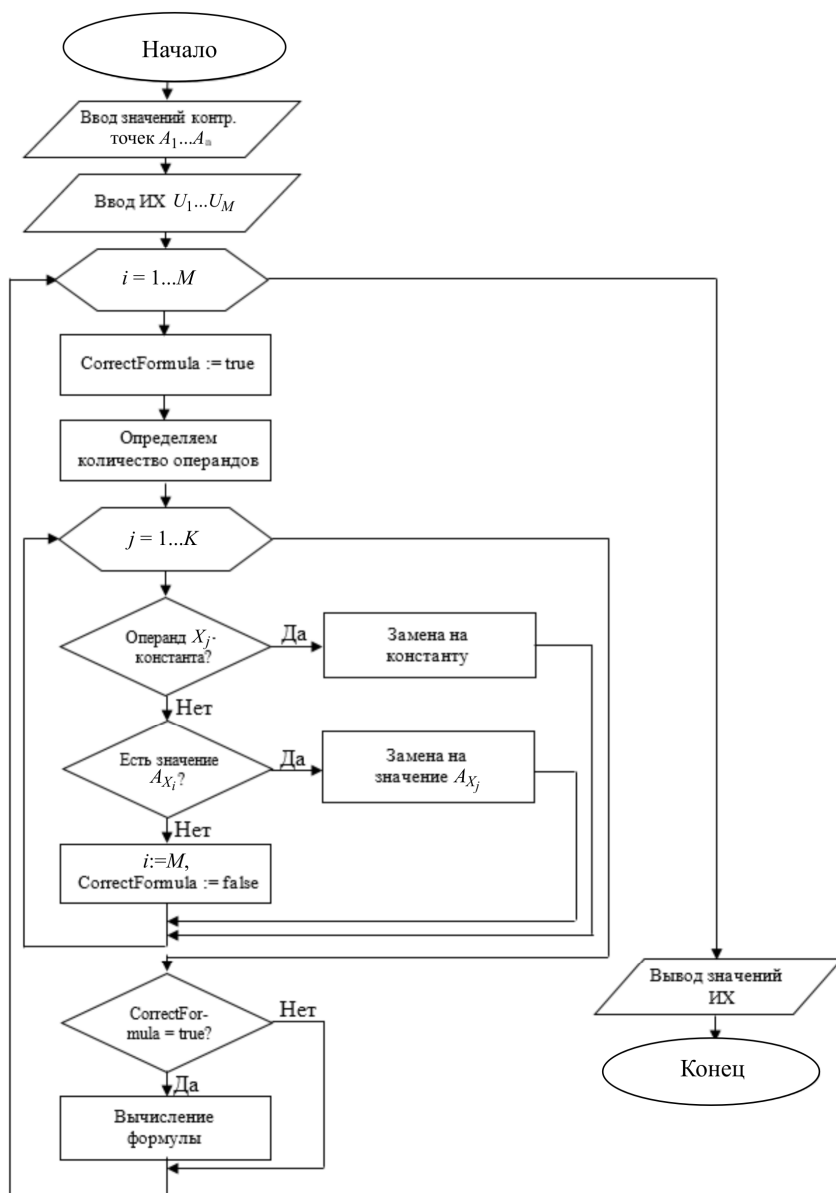


Рис. 5. Алгоритм вычисления значений ИХ

Примеры:

а) [H1] – точка H_1 графика ПВ;

б) [#1.45] – значение константы 1,45;

в) [H3]/[H2] – дикротический индекс H_3/H_2 ;

г) $\text{POW}(\text{SUM}(\text{POW}(\text{NN}(0)-\text{M}(\text{NN}(0),1,\text{N})),2),1,\text{N})/(\text{N}-[\#1]),[\#0.5])$ – формула SDNN (стандартного отклонение полного массива кардиоинтевалов), $\text{SDNN} = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{(i=1)}^n (\text{NN}_i - \overline{\text{NN}})^2}$.

На рис. 5 представлен алгоритм метода.

Алгоритм начинается с ввода значений контрольных точек $A_1 \dots A_n$ и списка информативных характеристик $U_1 \dots U_M$. Начинается цикл по введенным ИХ. На очередной итерации устанавливается флаг корректности формулы текущей ИХ, затем определяется количество операндов (исходя из количества квадратных скобок в формуле), и выполняется цикл по каждому операнду. Если операнд – константа, то он заменяется в формуле на значение, указанное в этом операнде. Иначе операнд – контрольная точка, и проверяется, если данная контрольная точка в списке входных контрольных точек $A_1 \dots A_n$. Если точка есть, операнд заменяется на найденное значение и цикл продолжается, в противном случае устанавливается признак некорректности формулы и цикл по операндам завершается.

Если по завершении цикла по операндам не было ошибок и формула корректна, вычисляется ее значение и выполняется переход к следующей ИХ. В случае некорректной формулы расчета ИХ результатом вычисления будет пустое значение.

После завершения цикла по ИХ данные выводятся в табличном виде.

Список литературы

1. Мировой отчет по неинфекционным заболеваниям. – Женева, 2010.
2. Файзрахманов Р.А., Кычкин А.В. Информационно-измерительная система для оценки состояния сосудов: монография. – Пермь: Изд-во Перм. нац. исслед. политехн. ун-та, 2012. – 161 с.
3. Баевский Р.М. В помощь практическому врачу. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. Методические рекомендации // Вестник аритмологии. – 2001. – № 24. – 22 с.
4. Баевский Р.М., Волков Ю.Н., Ниддекер И.Г. Статистический, корреляционный и спектральный анализ пульса в физиологии и клинике // Методы математического анализа сердечного ритма. – М., 1976. – С. 162–173.

5. Баевский Р.М. Кибернетический анализ процессов управления сердечным ритмом // Актуальные проблемы физиологии и патологии кровообращения. – М., 1976. – С. 161–175.

6. Логвинов В.С. Метод диагностики по параметрам колебательных и волновых процессов в сердечно-сосудистой системе. Пульсовая диагностика тибетской медицины. – Новосибирск: Наука, 1988. – С. 90–108.

Получено 07.09.2016

Аверин Николай Алексеевич – магистр кафедры «Информационные технологии и автоматизированные системы», электротехнический факультет, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, e-mail: averkol@mail.ru.

Файзрахманов Рустам Абубакирович – доктор экономических наук, профессор кафедры «Информационные технологии и автоматизированные системы», электротехнический факультет, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, e-mail: fayzrakhmanov@gmail.com.

Фёдоров Андрей Борисович – старший преподаватель кафедры «Информационные технологии и автоматизированные системы», электротехнический факультет, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, e-mail: pstufab@gmail.com.