

Анализ пульсовой волны в автоматизированном режиме

Аннотация

На основании базовых методов контурного анализа центральных пульсограмм и метода выделения характерных точек пульсовой волны предложен усовершенствованный метод контурного анализа пульсовой волны по 10 характерным точкам в автоматическом режиме для определения первичных амплитудно-временных информативных параметров. Метод позволяет выделять характерные точки пульсового сигнала на его малоамплитудных сегментах. Его можно использовать для проведения детального сравнительного анализа формы пульсограмм лучевых артерий, зарегистрированных в традиционных точках пальпации.

Введение

Применение эффективных математических алгоритмов (например, сплайн-аппроксимаций и регуляризирующих алгоритмов) при обработке экспериментальной медико-биологической информации позволяет повысить точность определения характеристик изучаемых процессов. Комплекс «прибор + ЭВМ» с запрограммированной системой обработки, в основе которой лежат вышеназванные алгоритмы, имеет значительный потенциал для корректного анализа биомедицинских сигналов. В работе рассматриваются результаты применения таких алгоритмов в задаче восстановления формы (контура) пульсового сигнала, выделения его характерных (информативных) точек и последующего анализа параметров пульсограмм, от точности определения которых в значительной степени зависит точность поставленного диагноза.

1. Выбор и обоснование метода контурного анализа пульсограмм

В работах [1], [2] восстановление формы пульсовой волны по экспериментальной информации предлагается

проводить с использованием методов регуляризации или сплайн-аппроксимации. Имея такой математический инструмент, можно предложить метод контурного анализа пульсограмм (синоним – сфигмограмма), обобщающий известные методы и взявший все наиболее информативные параметры, предлагаемые разными авторами. За прототип усовершенствованного метода контурного анализа взят метод А.Д. Валтнериса и Я.А. Яуя [3] для центральных пульсограмм.

Суть метода заключается в том, что предлагается проводить измерения амплитудно-временных параметров 10 информативных точек пульсовой волны, характеризующих не только фазы (временные интервалы) кардиоцикла, а именно: 9 временных интервалов кардиоцикла, соответствующих проекциям на временную ось этих точек по методике, описанной в [4], а также форму пульсовой волны согласно *рис. 1*. Принято считать, что наиболее приемлемым, удобным и точным является способ измерения фаз сердечного цикла по скоростной кинетокардиограмме (ККГс), записанной синхронно с комплексом опорных кривых (поликардиографический метод – ПКМ): электрокардиограммой – ЭКГ, фонокардиограм-

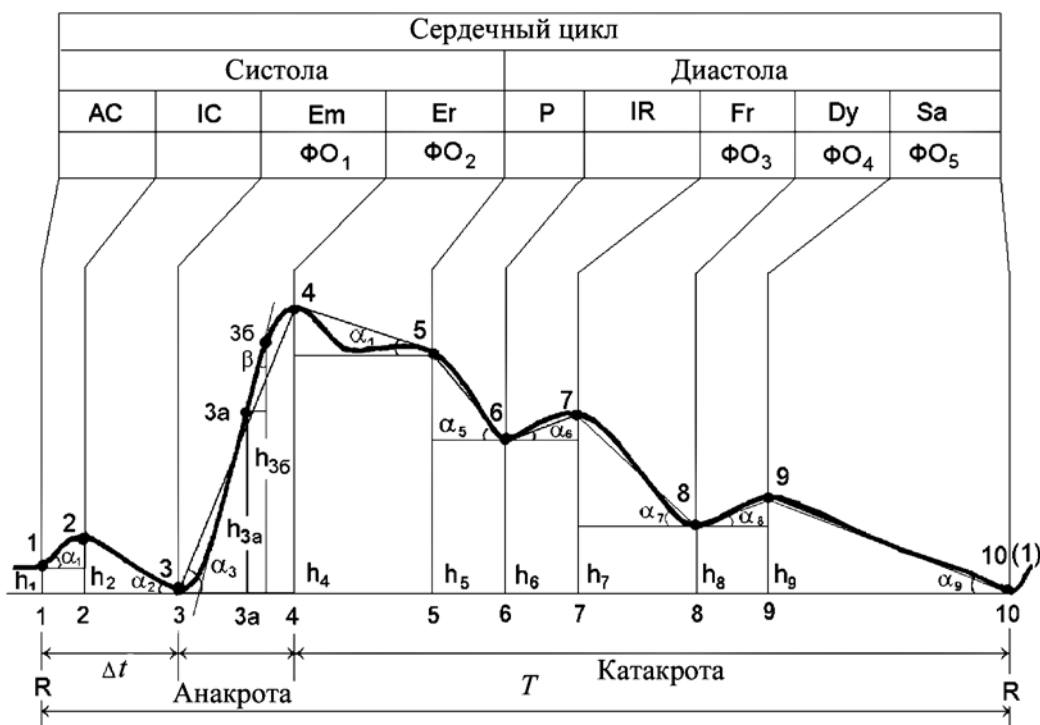


Рис. 1. Усовершенствованный вариант контурного анализа центральной пульсограммы

мой – ФКГ и сфигмограммой сонной артерии – СФГса [4]. При этом по ККГс измеряют следующие временные интервалы: длительность сердечного цикла (R-R), фазу асинхронного сокращения (АС), фазу изометрического сокращения (ИС), фазу быстрого изгнания (Em), фазу медленного изгнания (Eg), протодиастолу (P), фазу изометрического расслабления (IR), фазу быстрого наполнения (Fg), фазу медленного наполнения (Dy) и систолу предсердия (Sa).

Дополнительно к временным интервалам в рассматриваемой работе предлагается определять абсолютные значения ординат всех информативных точек пульсограммы и 9 углов, характеризующих амплитудно-временные соотношения парных точек: (1) и (2), (2) и (3), (3) и (4), ..., (9) и (10). Период единичной пульсовой волны, или период кардиоцикла T , равный R-R интервалу, определяется точками 1 и 10. При этом точка 10, соответствующая окончанию периода текущей пульсовой волны, является одновременно начальной точкой 1 следующей пульсовой волны. Отметим, что выбранные амплитудно-временные параметры пульсового сигнала имеют конкретный физиологический смысл, указанный в [5].

Рассмотрим некоторые особенности формы пульсовой волны. Так, графическая запись пульсовой волны здорового человека имеет наиболее четко выраженный контур, представленный на *рис. 1*, и определение координат ее характерных точек, как правило, не представляет затруднений. В свою очередь, знание амплитудно-временных характеристик этих точек позволяет рассчитывать, в частности, гемодинамические параметры ССС человека по соотношениям, вытекающим из математической модели движения кровотока в режиме повышенной текучести (модель Г.М. Поединцева и О.К. Вороновой), оценивать его физиологическое состояние.

В то же время при определенных патологиях наблюдается слабая выраженность некоторых сегментов пульсовой волны, например вершины основной систолической волны, характеризующейся точкой 4. В этом случае, согласно методике А.Д. Валтнериса и Я.А. Яуя [3], она определяется на расстоянии 0,08 с от начала фазы быстрого изгнания (точка 3 на *рис. 1*), что не всегда корректно. Аналогично определяются другие характерные точки пульсовой волны, в частности точка инцизуры (точка 6 на *рис. 1*). Ранее положение этой точки определялось по методике Д. Фриарта [6] на расстоянии 0,3 с от абсциссы вершины систолической волны. Отметим, что от точности определения координат характерных точек зависят величины рассчитанных параметров гемодинамики и соотношения высот $h_{3a} : h_4 : h_5$ и $h_6 : h_7 : h_9$ (*рис. 1*), характеризующие соответственно форму систолической и диастолической частей пульсовой кривой, а также отношение высот $h_4 : h_6$, отражающее периферическое сосудистое сопротивление конечностей [5], абсолютное значение параметра h_7 , характеризующее степень выраженности дикротической волны от состояния тонуса стенок артерии [7], и т. д.

Таким образом, амплитудно-временной анализ реальной пульсовой волны возможен лишь в том случае, когда характерные точки кривой однозначно определяются. Решение этой задачи возможно, в частности, с помощью предложенного ниже алгоритма определения амплитудно-временных характеристик пульсового сигнала, включающего в себя вычислительную процедуру выделения единичных волн из их временной последователь-

ности с последующим применением к ним модели разметки единичной пульсовой волны.

Выделение единичных пульсовых волн

Для выделения единичных пульсовых волн, соответствующих одному кардиоциклу, применялся алгоритм, использующий свойства первой производной сигнала, в нашем случае вычисляемой с помощью метода аппроксимирующих локальных В-сплайнов [1] с использованием следующей вычислительной процедуры.

Пусть x_i – последовательность отсчетов реального пульсового сигнала, $i = 0, 1, 2, \dots, N - 1$; N – длина реализации в отсчетах (шагах дискретизации). Тогда x'_i, x''_i – первая и вторая производные пульсового сигнала соответственно. Пусть A_k – множество локальных максимумов сигнала, $k = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ (M – число единичных пульсаций в реализации, заранее неизвестное).

Процедура выделения единичных волн состоит в следующем. Вначале из всей реализации выделяется пульсовая волна (первая единичная волна) с максимальной амплитудой (точка 4 на *рис. 1*), удовлетворяющей условию

$$A_0 = \max_{i=0}^{N-1} \{x_i\}, \text{ где } k = 0. \quad (1)$$

Тогда начало этой единичной волны определяется как точка, в которой выполняется условие

$$x'_i = 0 \text{ при } i < i_k, \quad (2)$$

где i_k – порядковый номер (абсцисса) максимальной амплитуды (точка 4 на *рис. 1*) выделяемой единичной пульсовой волны.

Это условие однозначно определяет первый слева от максимума (точка 4 на *рис. 1*) пульсовой волны локальный минимум (точка 3 на *рис. 1*) исходного сигнала, который и принимается за начальную точку единичной пульсовой волны, являющийся, в свою очередь, конечной точкой предыдущей кривой.

Затем проводится аналогичный поиск следующей пульсовой волны с максимальной амплитудой из оставшихся ($M - 2$) единичных пульсаций в реализации и т. д. Условие для поиска этих локальных максимумов сигнала A_k (начиная с $M - 2$), выведенное эмпирически на контингенте обследуемых в 30 человек, зависит от формы пульсового сигнала, а следовательно, от нозологической формы, и имеет следующий вид:

$$(1,1 \dots 1,25) \times A_k \geq A_{k-1}. \quad (3)$$

Поиск прекращается, когда условие (3) становится невыполнимым. После выделения всех единичных волн проводится их сортировка по времени следования.

Анализ применения данного метода показывает, что он дает корректные результаты в 95 % случаев, что объясняется, очевидно, устойчивым характером формы пульсовой волны.

Точки 1 и 2 (*рис. 1*), дополняющие обрабатываемую пульсовую кривую до ее соответствия полному сердечному циклу, определяются как две последние точки предыдущей кривой согласно алгоритму, реализация вычислительной процедуры которого на автоматизированном пульсо-диагностическом комплексе (АПДК) [8] представлена ниже. Аналогичным образом определяются точки 5-10.

Разметка единичной пульсовой волны

Для выделения единичных волн и последующего определения на них характерных точек применялся эври-

тический алгоритм, основанный на анализе производных исходного сигнала. Это объясняется тем, что характерные точки сигнала чаще всего являются его экстремальными точками или точками перегиба, а следовательно, их можно определять, используя производные двух первых порядков, поскольку экстремумы исходного сигнала обращаются в нули первой производной, а точки перегиба – в ее экстремумы.

Вычислительная процедура определения положения характерных точек на единичной волне в автоматическом режиме базируется на модели разметки, включающей в себя четыре параметра:

L_i – средние относительные длительности фазовых (временных) интервалов кардиоцикла, приведенные к средней длительности сердечного цикла ($R-R$ интервал) и определяющие центры областей поиска характерных точек. Вычислены по кинетокардиограмме на репрезентативной выборке сигналов. Усредненные значения параметра L_i удовлетворительно согласуются с [9];

dL_i – стандартное отклонение длительности нормированных фазовых интервалов, определяющее ширину области поиска особых точек;

Cv_i – параметр, принимающий значения 0, 1, 2 и определяющий кривую, на которой ведется поиск особой точки – исходный сигнал, его первая и вторая производные соответственно;

Ty_i – параметр, принимающий значения 0 либо 1 и определяющий характер искомой особой точки на указанной кривой – ноль либо локальный экстремум (максимум).

Алгоритм выделения характерных точек в этом случае можно представить следующим образом.

1. В качестве первой характерной точки принимается начальная точка единичной пульсовой волны (точка 3 на рис. 1).
2. Вычисляется длительность периода единичной волны $Lw = (R - R)$ в абсолютных единицах (мс). Далее определяется координата P_i центра области поиска i – точки в абсолютных единицах (мс) из выражения

$$P_i = \sum_{j=1}^{i-1} Lw \cdot L_j,$$

где j – порядковый номер фазовых интервалов, $i = 2, 3, \dots, 10$ – их число.

Размер области поиска определяется выражениями

$$Pl_i = P_i - (Lw \times dL_i);$$

$$Pr_i = P_i + (Lw \times dL_i)$$

для левой и правой граничных точек соответственно.

3. Находится ближайшая к центру области поиска точка, тип которой задается параметром Ty_i , на кривой, определяемой параметром Cv_i .
4. В случае успешного выполнения шага 3 найденная точка считается o – характерной точкой. В случае неудачного поиска область поиска расширяется на единицу справа и слева и повторяются шаги (3), (4).

В процедуру вычисления внесены также условия определения разного рода «исключительных» ситуаций и правила их обработки, что повышает надежность работы алгоритма для разных по качеству сигналов. Разработанная процедура разметки единичной волны в настоящее время дает корректный результат для 70 % единичных пульсовых волн. Предпринимаются шаги по улучшению этого показателя.

Оценка корректности определения временных фаз кардиоцикла

Метод реализован как составная часть интегрированного программного обеспечения автоматизированного пульсодиагностического комплекса (АПДК). Предусмотрены два режима использования: полуавтоматизированный, с визуальным контролем хода выполнения разметки пульсовых сигналов опытным врачом отделения функциональной диагностики Республиканского клинического госпиталя ветеранов войн МЗ РБ (так называемый модельный метод), и в автоматизированном режиме по описанному выше алгоритму.

Для оценки корректности определения характерных точек пульсовой волны с помощью автоматизированного метода проведен расчет длительностей фаз кардиоцикла для группы испытуемых (21 человек) без учета пола, возраста, возможных патологий. Усредненные по группе значения рассчитанных параметров и усредненные результаты, полученные поликардиографическим методом, сравнивались с модельными данными. Для количественной оценки меры расхождения расчетных и модельных параметров вычислялся параметр δ :

$$\delta = \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - m_i)^2,$$

где x_i – массив нормированных усредненных значений вычисляемых параметров, $i = 0, \dots, N - 1$; m_i – соответствующие модельные данные, $i = 0, \dots, N - 1$.

На рис. 2 приведены результаты сравнения временных интервалов (фаз) кардиоцикла, вычисленные по скоростной кинетокардиограмме (ККГс), записанной синхронно с комплексом опорных кривых поликардиографического метода (кривая 1 – модель), и с помощью предлагаемого автоматизированного метода определения фаз кардиоцикла по сфигмограмме лучевой артерии (кривая 2 – СФГла).

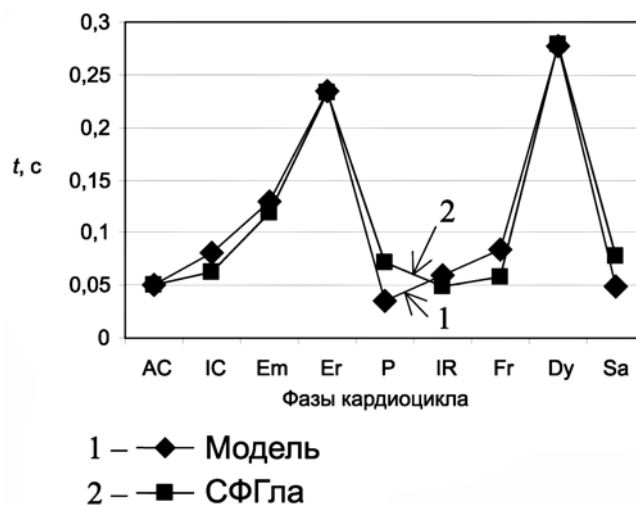


Рис. 2. Усредненные относительные длительности временных интервалов (фаз) кардиоцикла, вычисленные разными способами

Показано, что мера расхождения $\delta = 0,0034$, что свидетельствует об удовлетворительной результативности исследуемого автоматизированного метода.

На основе полученных результатов можно сделать вывод, что исследуемый метод при заданных параметрах модели разметки хорошо работает в систолической части пульсовой волны. В диастолической части наиболее отличаются от модельных фазовые интервалы P, Fr

и S_a . Значительная погрешность объясняется в первую очередь малыми амплитудами пульсового сигнала в диастолической части и недостаточной разрешающей способностью используемых для восстановления производных методов сплайн-интерполяции.

Статистическое соответствие результатов, получаемых с помощью двух исследуемых функциональной диагностики, проверялось с помощью двухвыборочного t -критерия Стьюдента [10]. При этом дисперсии экспериментальных данных предполагались неизвестными и неравными:

$$t = \frac{|\bar{x} - \bar{y}|}{\sqrt{m_1 + m_2}},$$

где \bar{x} и \bar{y} – средние значения экспериментальных выборок; $m_1 = \sigma_1^2 / m$ и $m_2 = \sigma_2^2 / n$; σ_1 и σ_2 – стандартные отклонения выборок; m и n – их размерности соответственно. Число степеней свободы Q t -распределения в этом случае рассчитывалось по формуле

$$Q = \frac{(\sigma_1^2 / m + \sigma_2^2 / n)^2}{\frac{(\sigma_1^2 / m)^2}{m-1} + \frac{(\sigma_2^2 / n)^2}{n-1}}.$$

На рис. 3 приведены распределения t -статистики для разных фаз кардиоцикла, вычисленных по скоростной кинетокардиограмме (ККГс), записанной синхронно с комплексом опорных кривых поликардиографического метода и с помощью предлагаемого автоматизированного метода определения фаз кардиоцикла по сфигмограмме лучевой артерии.

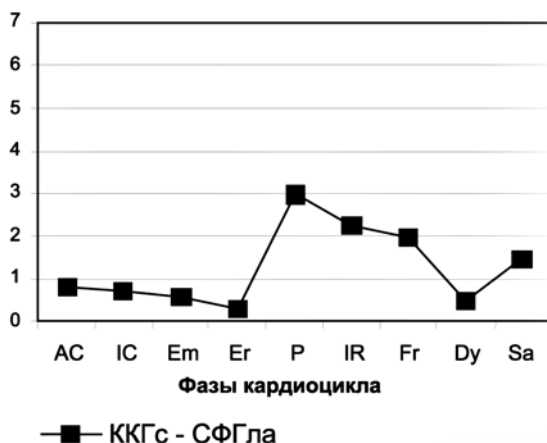


Рис. 3. Распределение t -статистики для разных временных интервалов (фаз) кардиоцикла

Видно, что результаты определения фаз кардиоцикла статистически однородны. Высокий уровень статистической однородности получаемых результатов наблюдается в диастолической части кардиоцикла, а низкий – в инцизуре (интервалы P и IR). В то же время величина критерия не превышает критического уровня на всем протяжении кардиоцикла.

Результаты практического применения предложенного алгоритма определения временных интервалов (фаз) и рассчитанные по их значениям гемодинамические параметры, по которым проведена оценка работы сердца, представлены в [11]-[13].

Резюме

На основании базовых методов контурного анализа центральных пульсограмм и метода выделения характерных точек пульсовой волны предложен усовершенствованный метод контурного анализа пульсовой волны по 10 характерным точкам в автоматическом режиме с последующим определением ряда первичных амплитудно-временных информативных параметров. Особенностью предложенного метода является то, что он позволяет выделять характерные точки пульсового сигнала и в тех случаях, когда кривая сильно сглажена и на ней нечетко выражены некоторые сегменты. Это обстоятельство позволяет, в частности, применять данный метод для проведения детального сравнительного анализа формы пульсограмм лучевых артерий, зарегистрированных в традиционных точках пальпации, и проводить оценку работы сердца.

Список литературы:

1. *Бороноев В.В., Шабанова Е.В.* Численное дифференцирование сфигмограммы лучевой артерии методом регуляризации А.Н. Тихонова // Измерительная техника. 1994. № 11. С. 60-62.
2. *Boronoev V.V., Rinchinov O.S.* Methods of Spline Approximation in the Problem of Amplitude-Time Analysis of a Pulse Wave // Radiophysics and Quantum Electronics. 1998. Vol. 41. № 8. PP. 706-715.
3. *Валтнерис А.Д., Яуя Я.А.* Сфигмография как метод оценки изменений гемодинамики под влиянием физической нагрузки. – Рига: Зинатне, 1988. 132 с.
4. *Андреев Л.Б., Андреева Н.Б.* Кинетокардиография. – Ростов-на-Дону: Изд-во Ростовского университета, 1971. 308 с.
5. *Логвинов В.С.* Метод диагностики по параметрам колебательных и волновых процессов в сердечно-сосудистой системе. В кн.: Пульсовая диагностика тибетской медицины. – Новосибирск: Наука. Сиб. отд-ние, 1988. С. 90-108.
6. *Friart J.* La morphologie du sphygmogramme carotidien dans l'arteriosclerose // Acta Cardiol. 1960. Vol. 6. PP. 757-777.
7. *Савицкий Н.Н.* Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. – Л.: Медгиз, 1963. 403 с.
8. Автоматизированный пульсодиагностический комплекс тибетской медицины (АПДК). Шифр «Тибет» // В кн: Важнейшие законченные научно-исследовательские и опытно-конструкторские работы институтов Сибирского отделения РАН. – Новосибирск: СО РАН, 1996. С. 300-301.
9. *Карпман В.Л.* Фазовый анализ сердечной деятельности. – М.: Медицина, 1965. 275 с.
10. *Тюрин Ю.Н., Макаров А.А.* Анализ данных на компьютере. – М.: Финансы и статистика, 1995. 384 с.
11. *Азаргаев Л.Н., Бороноев В.В.* Соотношение временных интервалов кинетокардиограммы и пульсограммы // Физиология человека. 2003. Т. 29. № 4. С. 112-117.
12. *Azargaev L.N., Boronoev V.V.* The Use of the Differential Sphygmogram of the Radial Artery for Estimating the Pumping Function of the Heart // Human physiology. 2007. Vol. 33. № 5. PP. 567-576.
13. *Бороноев В.В.* Оценка эффективности алгоритма расчета параметров гемодинамики по характеристикам пульсовой волны // Биомедицинская радиоэлектроника. 2007. № 1. С. 76-80.

*Виталий Васильевич Бороноев,
д-р техн. наук, профессор,
зав. лабораторией волновой диагностики живых систем,
Институт физического материаловедения СО РАН,
г. Улан-Удэ,
e-mail: vboronojev2001@mail.ru*