

КЛАССИФИКАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ ХАРАКТЕРИСТИК
ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА В ЗАДАЧАХ ДИАГНОСТИКИ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ¹

© Дорофеев А.А., Гучук В.В., Десова А.А., Дорофеев Ю.А.,
Покровская И.В.

ИНСТИТУТ ПРОБЛЕМ УПРАВЛЕНИЯ РАН

Abstract. The results of using especially developed complex of range analysis algorithms and pattern recognition for cardiovascular disease diagnostic by the example of the initial stage hypertension diagnostics in infancy and adolescence period are described.

ВВЕДЕНИЕ

Многочисленные исследования по анализу и оценке вариабельности сердечного ритма (ВСР) свидетельствуют о существенной диагностической значимости показателей ВСР при различных патологических состояниях человека, в том числе связанных с заболеваниями сердечно-сосудистой системы.

На базе специально разработанных стандартов [1] были выявлены основные колебательные компоненты, присущие волновой структуре сердечного ритма, каждый из которых отражает соответствующую физиологическую область регуляции. В области, так называемых, «медленных» (секундные, декасекундные, многоминутные) волн выделяются следующие колебательные компоненты:

- «быстрые колебания» (*HF*) с частотой $0.15 \div 0.4$ гц,
- «медленные волны 1-го порядка» (*LF*) с частотой $0.04 \div 0.15$ гц,
- «медленные волны 2-го порядка» (*VLF*) с частотой $0.003 \div 0.04$ гц.

Колебания *HF* отражают влияние парасимпатического отдела вегетативной нервной системы и связаны с вагусной активностью. Волны *LF* отражают преимущественное влияние симпатико-адреналовой системы. Волны *VLF* характеризуют влияние высших вегетативных центров на сердечно-сосудистый подкорковый центр.

Ритмологические исследования дают ценную информацию о состоянии организма, о различных его патологиях, позволяют давать прогноз течения болезни при лекарственных и операционных воздействиях, в том числе на ранних и скрытых периодах заболевания [2].

Большинство современных ритмологических исследований основаны на анализе какого-либо одного параметра сигнала, - чаще всего исследуются RR - интервалы сердечного ритма. Однако, в ряде работ (см., например, [3]) отмечается необходимость исследования других параметров биосигнала с оценкой их взаимосвязи, что может значительно расширить диагностические возможности ритмологических исследований.

В настоящей работе подобное исследование проводится на примере сигнала периферического пульса лучевой артерии. Известно, что в пульсовом сигнале находят

¹Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ, проекты 05-08-50312-а, 08-07-00349-а.

своё отражение как процессы высших уровней регуляции, так и чисто гемодинамические показатели сердечно-сосудистой системы. Методика исследования пульсового сигнала основана на синхронном анализе колебательных компонент, присущих различным функционально - значимым элементам пульсового сигнала и оценке их взаимосвязи [4].

Анализ пульсового сигнала проводился на базе обширного экспериментального материала, полученного в ходе клинических обследований более 350 пациентов в Научном центре здоровья детей РАМН [5]. Все виды заболеваний обследуемых были разделены на 2 класса: 1-ый класс (165 пациентов) – первичная артериальная гипертензия, 2-ой класс (190 пациентов) – различные виды психосоматической функциональной патологии с нормальным артериальным давлением.

1. ИНФОРМАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА

Форма единичного колебания пульсового сигнала лучевой артерии схематически представлена на рис.1.

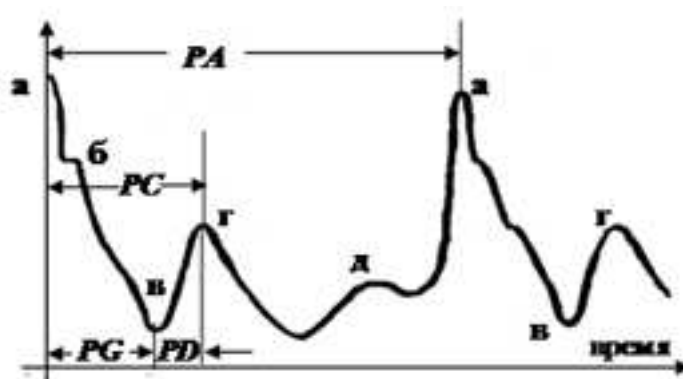


Рис. 1. Форма единичного колебания пульсового сигнала лучевой артерии

Здесь обозначены: «а» – максимум систолической волны, «б» – поздняя систолическая волна, «в» – начало дикротической волны (инцизура), «г» – максимум дикротической волны, «д» – максимум пресистолической волны, РА – период пульсовой волны, РС – время достижения максимума дикротической волны, РГ – время падения основной волны, РД – время подъема дикротической волны.

Информация о пульсовом сигнале, может быть представлена в двух видах – значения параметров формы пульсовой волны; информация, отражающая динамические изменения элементов формы пульсовой волны и тем самым характеризующая ритмическую структуру сигнала в целом. Автоматизированные методы анализа пульсового сигнала должны предусматривать обработку обоих видов информации.

2. ОСНОВНЫЕ ЭТАПЫ МНОГОМЕРНОГО АНАЛИЗА РИТМИЧЕСКОЙ РИТМИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА

Методика анализа ритмической структуры пульсового сигнала предусматривает идентификацию значимых элементов в пределах его основного квазипериода, синхронное вычисление колебательных компонент, отражающих динамику амплитудно-временных параметров этих элементов, оценку их взаимно-корреляционных связей и степени синхронизации. Методика состоит из следующих этапов:

1. Автоматическое выделение характерных элементов пульсовой волны в пределах основного квазипериода, соответствующих основной, диастолической и пресистолической волнам (см. рис. 1), а также вычисление амплитудных и временных параметров этих элементов.

2. Формирование динамических рядов амплитудных и временных параметров характерных элементов, каждый из которых представляет собой зависимость значений данного параметра от номера периода.

3. Вычисление статистических характеристик этих динамических рядов.

4. Вычисление спектральной плотности всех сформированных динамических рядов и оценка взаимных соотношений колебательных компонент.

5. На базе полученных характеристик и оценок степени их информативности формирование исходного пространства признаков для рассматриваемой диагностической задачи. Построение в этом пространстве диагностических решающих правил с использованием алгоритмов классификационного анализа данных и распознавания образов [5].

3. АЛГОРИТМЫ ВЫДЕЛЕНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА

Начальным этапом выделения функционально-значимых элементов сигнала является разбиение пульсового сигнала на квазипериоды. Сложность задачи автоматического выделения отдельных квазипериодов обусловлена такими причинами, как значительная вариабельность сигнала, наличие артефактов, наличие локальных экстремумов, большое разнообразие форм и типов сигнала и т.п. В качестве базовых параметров исходного сигнала используются амплитудные (VA , VC , VG) и временные (PA , PC , PG) параметры характерных элементов единичного квазипериода (рис. 2).

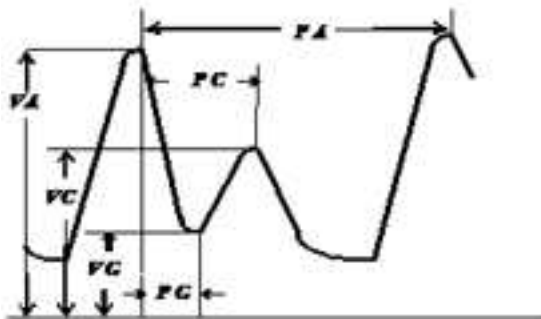


Рис. 2. Параметры характерных элементов единичного квазипериода

Для автоматического выделения основной и дополнительных волн единичного квазипериода был разработан комплексный алгоритм автоматической классификации [5], базирующийся на методах классификационного анализа данных [7].

Схему работы этих алгоритмов поясним на примере выделения основного квазипериода РА. На анализируемой записи сигнала выделяются все максимумы, то есть формируется выборка значений амплитуд типа VA и VC для всего сигнала. Затем с помощью одномерного варианта алгоритма m -локальной оптимизации [8] строится оптимальная классификация этой выборки на 3-5 классов. Обычно разбиение производится на 3 класса (малые, средние и большие значения амплитуды). Самый правый на оси значений класс (большие значения амплитуды) в большинстве случаев и будет соответствовать максимумам основного квазипериода для большей части сигнала.

Далее по стандартной схеме на реализации сигнала выделяются максимумы, попавшие в крайне правый класс, тогда отрезки сигнала между смежными выделенными максимумами и являются претендентами на искомые квазипериоды. К сожалению, на реальных пульсограммах часто наблюдаются существенные колебания значений амплитуд основных квазипериодов.

В связи с этим далее анализируется распределение выявленных зубцов на временной шкале. Если расстояние между соседними зубцами более $T_c K_a$, где T_c – средняя (типичная) длительность периода, а K_a – коэффициент аритмии ($1.5 \div 2.5$), то для этой неперiodизированной области выполняется коррекция. Процедура коррекции организована итеративным путем. А именно, в неперiodизированной области ищется зубец с максимальной амплитудой и его включают в перечень основных зубцов. Затем вновь анализируется распределение зубцов на временной шкале и т.д. Остаётся проблема, связанная с неопределенностью коэффициента аритмии K_a . Впрочем, как показали тесты, влияние выбора величины этого коэффициента на качество перiodизации сказывается лишь в экзотических случаях.

Предложенный алгоритм перiodизации выделил практически все периоды на исследуемой (более 300 сигналов) выборке пульсограмм.

По аналогичной схеме находятся другие периодические составляющие сигнала в рамках основного квазипериода (в общем случае анализируются распределения не только максимумов, но и минимумов).

В процессе автоматического выделения основных и дополнительных волн осуществляется оценка их амплитудных и временных значений. Затем полученные значения базовых параметров используются для формирования динамических рядов, представляющих собой зависимость значений каждого параметра от номера периода.

Сформированные динамические ряды подвергаются в дальнейшем статистическому анализу. При этом предварительно осуществляется процедура проверки сформированных массивов на наличие выбросов, которые могут иметь место под воздействием артефактов и их коррекция в случае необходимости.

4. АНАЛИЗ КОЛЕБАТЕЛЬНЫХ КОМПОНЕНТ ДИНАМИЧЕСКИХ РЯДОВ

Динамические ряды, полученные на предыдущем этапе, рассматриваются как случайные процессы, представляющие собой суперпозицию колебаний, трендов и шумов. В работе рассматриваются только стационарные (точнее - квазистационарные) режимы функционирования организма. В связи с этим используются методы анализа стационарных случайных процессов. На первом этапе осуществляется оценка динамических рядов на стационарность и нормальность. Выявление периодических составляющих динамических рядов и их характеристик осуществляется с помощью спектрально-корреляционного анализа, прежде всего с помощью функции спектральной плотности. Пики спектральной плотности, как правило, были сосредоточены в частотных диапазонах *HF*, *LF*, *VLF*.

На исследуемом массиве данных (355 векторов) экспертным путём было выделено 7 типов спектральной плотности, отличающихся количеством и степенью выраженности указанных выше колебательных компонент.

Для исследуемого массива динамических рядов параметра РА распределение типов спектральной плотности было следующим: тип 1 - 41 %, тип 2 - 17 %, тип 3 - 13.5 %, тип 4 - 7%, тип 5 - 9 %, тип 6 - 8 %, тип 7 - 4.5 %.

Аналогичные типы спектральной плотности были выделены и для динамических рядов для других базовых параметров пульсовой волны (*PC*, *PG*, *VA*, *VC*, *VG*). Проведенные исследования показали, что для пульсового сигнала спектральные характеристики различных динамических рядов не идентичны. При этом частотные параметры колебательных компонент совпадают, а амплитудные могут существенно отличаться.

Эти результаты создают предпосылки для увеличения объёма диагностической информации при комплексном использовании спектральных характеристик различных элементов исходного сигнала.

Для получения объективных данных о типах спектральной плотности была проведена формализованная (автоматическая) классификация спектральных кривых по следующим параметрам-характеристикам спектральной кривой: *VLF / LF*, *LF / HF* и *HF / VLF*. Сравнительный анализ экспертной и формализованной классификаций показал их достаточно высокую согласованность. Более того, во многих спорных случаях эксперты соглашались изменить принадлежность на тот тип, к которому их отнёс формальный алгоритм. Этот очень важный результат позволяет в дальнейшем в значительной степени автоматизировать процесс диагностики.

Было построено трёхмерное распределение указанных параметров для различных типов спектров. Рассмотрение таких распределений позволило выявить ориентировочные области расположения различных типов спектральной плотности в координатах рассматриваемых параметров. На основании имеющихся экспериментальных данных, отражающих диагнозы исследуемых векторов, получено распределение диагнозов в соответствии с выявленной типологией спектров.

Полученные результаты показывают, что, используя лишь агрегированные данные о некоторых типах спектральной плотности можно делать достаточно интересные вероятностные оценки наличия или отсутствия артериальной гипертензии, а

именно – для спектров типа 2 можно с вероятностью порядка 0.8, а для спектров типа 6 – с вероятностью порядка 0.75 говорить об отсутствии артериальной гипертензии. Правда остальные типы спектров не имеют столь выраженной зависимости от наличия или отсутствия артериальной гипертензии, здесь требуется привлечение других методов анализа, например, алгоритмов распознавания образов.

5. ОЦЕНКА ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ЗНАЧИМОСТИ ПАРАМЕТРОВ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА

На основе экспериментальных данных, полученных в ходе клинических обследований по выявлению ранней стадии артериальной гипертензии был проведен сравнительный анализ диагностической значимости параметров спектральной плотности динамических рядов, сформированных для различных элементов пульсового сигнала, в том числе: длительности квазипериодов PA , времени достижения максимума дикротической волны PC , времени подъема дикротической волны PD , времени падения основной волны PG .

Как уже говорилось выше, весь массив данных (355 векторов) был разбит на два класса: 1 класс – первичная артериальная гипертензия (165 векторов) и 2 класс – различные виды психосоматической функциональной патологии с нормальным артериальным давлением (190 векторов).

В качестве массива показателей ритмической структуры пульсового сигнала исследовались следующие характеристики: спектральные мощности трех основных колебательных компонент VLF , LF , HF для динамических рядов параметров PA , PC , PD , PG ; взаимные соотношения спектральных компонент VLF , LF , HF для всех рассматриваемых динамических рядов; взаимное соотношение однотипных спектральных компонент для динамических рядов разных параметров.

Осуществлялась оценка информативности показателей для некоторой фиксированной классификации исследуемых объектов (например, по диагнозу). Степень информативности I определялась как «вес» каждого показателя в уменьшении ошибки классификации при последовательном присоединении параметров к набору параметров, в пространстве которых проводится классификация (схема аналогичная пошаговой регрессии).

Результаты расчётов позволили для данной задачи выявить 5 наиболее информативных показателей, характеризующих ритмическую структуру пульсового сигнала. А именно: HF / LF для параметра PC ($I = 0.54$); LF для параметра PC ($I = 0.41$); VLF для параметра PG ($I = 0.25$); отношение HF для PC к HF для PA ($I = 0.22$); отношение HF для PC к HF для PG ($I = 0.18$)

Таким образом, для данной диагностической задачи наиболее информативным является отношение спектральных мощностей дыхательной волны и медленной волны для параметра PC (длительность дикротической волны). Для сравнения была оценена информативность аналогичного показателя для параметра PA (длительность основного периода). Её значение составляло лишь $I = 0.01$.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что использование значений спектральной плотности для параметра PC , определяемого временем достижения

дикротической волны, даёт существенно лучшие результаты по информативности, чем при использовании традиционно используемых спектральных характеристик длительностей периодов. Это подтверждает важность исследования ритмической структуры биосигналов, обусловленной совокупностью колебательных компонент различных функционально-значимых элементов в пределах основного квазипериода.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные исследования позволили провести сравнительный анализ информативности ряда показателей ритмической структуры пульсового сигнала, обусловленных динамикой функционально-значимых элементов сигнала. В частности, было показано, что временные показатели дикротической волны существенно информативнее для рассматриваемой диагностической задачи, чем традиционно используемые колебательные компоненты длительностей квазипериодов.

Получены количественные оценки информативности ряда показателей ритмической структуры пульсового сигнала.

Оценена диагностическая значимость спектральной плотности динамического ряда длительностей квазипериодов применительно к задаче выявления ранней стадии артериальной гипертензии в детском возрасте. Выявлены спектральные типы, характеризующие отсутствие артериальной гипертензии в детском возрасте с вероятностью порядка 0.75–0.8.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Heart rate variability, standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North Amer. Society of Pacing and Electrophysiology. *Europ. Heart Journal*. 1996. v. 17. № 3. pp. 354–381.
2. *Миронова Т.Ф., Миронов В.А.* Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца. Челябинск, 1998. – 162 с.
3. *Баевский Р.М.* Анализ variability сердечного ритма: история и философия, теория и практика. *Клиническая информация и телемедицина*, 2004. № 1(1). – с. 54-64.
4. *Волхонская Т.А.* Исследование спектральных характеристик амплитудно-временных параметров электрокардиограммы. *Кибернетика и вычислительная техника*, 1989, вып. 82, – с. 25-27.
5. *Брызгунов И.П., Десова А.А., Кизева А.Г.* Исследование характеристик формы и ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии при артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте. // *Физиология человека*. 2007. том 23. № 3. – с. 38–43.
6. *Дорофеев Ю.А.* Комплексный алгоритм автоматической классификации и его применение для анализа и принятия решений в больших системах управления. / *Теория активных систем. Труды международной научно-практической конференции.* / – М.: ИПУ РАН. 2007. – с. 39-42.
7. *Бауман Е.В., Дорофеев А.А.* Классификационный анализ данных. // *Труды Международной конференции по проблемам управления. Том 1.* – М.: СИНТЕГ, 1999. – с. 62-77.
8. *Десова А.А., Дорофеев А.А., Гучук В.В., Дорофеев Ю.А., Покровская И.В.* Процедуры классификационного анализа в задаче формирования информативных признаков при исследовании ритмической структуры биосигнала / *Автоматика и телемеханика*. 2008, №6. –с. 143-152.

Статья поступила в редакцию 27.04.2008