

А.А. Десова, В.В. Гучук, Ю.А. Дорофеев, А.М. Анохин

ФОРМИРОВАНИЕ ПРОСТРАНСТВА ПРИЗНАКОВ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ

Аннотация

В статье дан краткий анализ существующих методов количественного анализа квазипериодических биосигналов. Дано описание технической и экспериментальной базы проводимых исследований. Разработаны и проверены на реальных сигналах автоматизированные алгоритмы периодизации пульсовых сигналов и идентификации локальных волн в пределах единичных колебаний. Приведены результаты сравнительного анализа типов спектральных плотностей, присущих различным параметрам пульсового сигнала.

Современные информационные технологии позволяют существенно расширить методы анализа биосигналов, в частности пульсовых сигналов лучевой артерии. В последнее время существенно возрос интерес к развитию методов диагностики с использованием пульсовых сигналов, обусловленный многовековым опытом восточной медицины [1], [2], а также новыми возможностями компьютерного анализа биосигналов. Информация о пульсовом сигнале может быть ценным дополнением к существующим методам европейской медицины. Однако извлечение полезной информации из пульсового сигнала требует либо огромного практического опыта (восточная медицина), либо активного использования современных методов интеллектуального анализа данных.

Методы анализа квазипериодических биосигналов

Существующие методы количественного анализа квазипериодических биосигналов, в том числе пульсовых сигналов, можно разделить на две группы [3]:

- 1) методы первичного анализа сигнала, когда производится непосредственное измерение амплитудных и временных значений характерных элементов сигнала. К методам первичного анализа относится также спектральный анализ исходного сигнала;
- 2) методы вторичного анализа, когда на основе выделенных элементов формируется сигнал («вторичный»), характеризующий новые свойства сигнала. Широко распространенным направлением «вторичного» анализа квазипериодических биосигналов является оценка variability сердечного ритма (ВСП).

К первичным методам анализа пульсового сигнала лучевой артерии относится измерение базовых параметров, определяемых амплитудными и временными значениями основной, дикротической и предсистолической волн. Благодаря этим измерениям оценивается ряд физиологических показателей, в том числе: частота пульса, variability сердечного ритма, время быстрого и медленного кровенаполнения, продолжительность систолы и

диастолы, время подъема дикротического зубца и ряд производных характеристик, таких, например, как дикротический индекс, индекс эластичности сосудов и многих других.

Методы вторичного анализа квазипериодических сигналов, используемые в настоящее время в основном для оценки ВСП, позволяют выявить активность регуляторных механизмов организма (центрального, вегетативного, гуморального, рефлекторного).

Математические методы, используемые для оценки variability сердечного ритма, разделяют на следующие классы [4], [5]:

- исследование общей variability (статистические методы);
- исследование периодических составляющих ВСП (частотный анализ);
- исследование внутренней организации динамического ряда R-R интервалов (например автокорреляционный анализ, ритмография).

Спектральные методы анализа (частотный анализ) ВСП получили в настоящее время очень широкое распространение. Установлены следующие диапазоны частот для коротких записей (порядка 5 мин): высокочастотный диапазон HF (0,4...0,15 Гц), низкочастотный диапазон LF (0,15...0,04 Гц), очень низкочастотный диапазон VLF (0,04...0,003 Гц). Для каждого из диапазонов вычисляют значение максимальной гармоники, абсолютную суммарную мощность и среднюю мощность в диапазоне.

По данным спектрального анализа сердечного ритма вычисляют ряд комплексных показателей: индекс централизации HF+LF/VLF, индекс вагосимпатического взаимодействия LF/HF, показатель активности регуляторных систем (ПАРС).

Несмотря на огромное число исследований в этой области, возможности методологии анализа ритмической структуры биосигналов далеко не исчерпаны и ее развитие продолжается.

В данной статье рассматриваются возможности автоматизированного анализа параметров пульсового сигнала лучевой артерии применительно к первичным и вторичным методам исследования. В отношении анализа ритмической структуры пульсового сигнала рассматривается оригинальный

подход, основанный на синхронном анализе колебательных компонент, присущих различным функционально-значимым элементам единичных колебаний. Синхронное изучение ритмики отдельных элементов биосигнала и оценка их взаимосвязей позволяют существенно увеличить объем диагностической информации о состоянии функциональных систем человека.

Технико-экспериментальная база исследований

Разработка автоматизированных методов формирования признаков пульсового сигнала осуществлялась на основе аппаратно-программного комплекса, разработанного в Институте проблем управления РАН. Комплекс включает в себя оптоэлектронный датчик пульса лучевой артерии [6], устройство преобразования аналогового сигнала (АЦП USB-6009 серии МХ производства «National Instruments») и программное обеспечение, разработанное авторами на базе интегрированной среды «Embarcadero RAD Studio XE2».

Программное обеспечение ориентировано на выявление информативных признаков пульсового сигнала, оценку их информативности и построение решающего диагностического правила на основе методов классификации и распознавания образов [7].

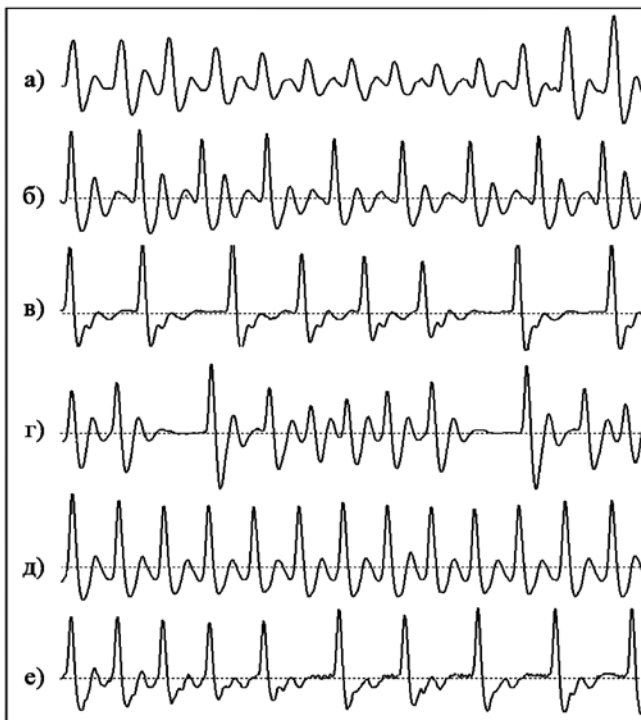


Рис. 1. Примеры пульсовых сигналов

В качестве экспериментального материала использовались данные пульсовых сигналов, полученные в ходе клинических обследований по выявлению ранней стадии артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте [8]. На основе проведенных обследований был сформирован архив более 800 пульсовых сигналов. На рис. 1 пред-

ставлены некоторые виды пульсовых сигналов, характеризующиеся количеством и степенью выраженности локальных волн, степенью вариабельности амплитудных и временных параметров единичных колебаний, частотой пропусков сердечных ударов. С учетом особенностей реальных пульсовых сигналов разработан ряд методов интеллектуального анализа, позволяющих осуществить процедуру автоматизированного анализа параметров сигнала.

Базовые характеристики единичных колебаний пульсового сигнала

В общем виде форма пульсовой волны лучевой артерии, получаемая с помощью оптоэлектронного датчика, схематически представлена на рис. 2.

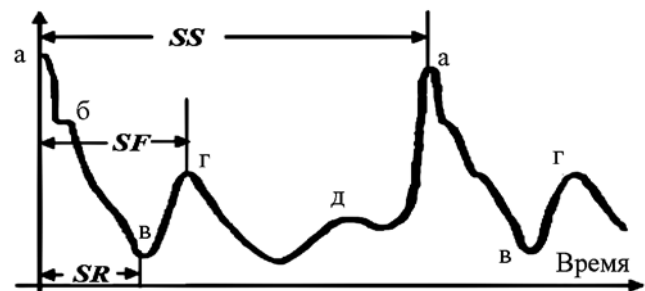


Рис. 2. Форма пульсовой волны: а) максимум систолической волны; б) поздняя систолическая волна; в) начало диастолической волны; г) максимум диастолической волны; д) максимум пресистолической волны; SS – основной период пульсовой волны; SF – время достижения максимума диастолической волны; SR – время до начала диастолической волны

На форму пульсового сигнала влияют многие факторы, в том числе состояние сердечно-сосудистой системы, возраст человека, место съема сигнала. В пульсовых сигналах различных пациентов может иметь место существенное отличие в наборе имеющихся в пределах основного периода локальных волн, в степени их выраженности, в значениях основных показателей, характеризующих каждую локальную волну.

Алгоритм периодизации пульсового сигнала

Начальным этапом анализа сигнала является разбиение его на квазипериоды и выделение функционально значимых элементов в каждом квазипериоде. Для выделения в автоматическом режиме основной и дополнительных волн единичного квазипериода сигнала разработан комплекс алгоритмов, базирующихся на методах классификационного анализа данных [9]. Сложность процесса периодизации сигнала обусловлена значительной вариабельностью и большим разнообразием форм сигнала, наличием шумов и артефактов, возникающих в процессе его записи. Наиболее часто используются «последовательные», «статистические» и «комбинированные» («комбинированные») алгоритмы периодизации. Принцип работы последовательно-

го алгоритма основан на нахождении очередного максимального зубца сигнала на интервале $[T_{\min} \dots T_{\max}]$ при условии, что его амплитуда не менее A_{\min} . При реализации такого алгоритма основная сложность состоит в задании величин T_{\min} и T_{\max} . Статистический алгоритм анализирует статистику распределений уровней зубцов пульсограммы, т. е. лишь амплитудную компоненту. Композитный алгоритм использует смешанную стратегию поиска периодов, объединяя положительные качества разных процедур для более успешной периодизации.

Как показали результаты наших исследований, наиболее продуктивным оказался композитный алгоритм, объединивший статистический алгоритм и корректирующую процедуру (настраиваемое амплитудное сито). С помощью статистического алгоритма находятся зубцы с амплитудой, позволяющей гарантированно отнести их к S-зубцам. Затем анализируется распределение выявленных S-зубцов на временной шкале. Если расстояние между соседними S-зубцами более $K_a \cdot T_c$, где T_c – средняя длительность периода, а K_a – коэффициент аритмии (1,5...2,5), то для этой области выполняется коррекция. Задается уровень A_{\min} , выше которого ищутся зубцы, претендующие на статус S-зубцов. Процедура коррекции является итеративной. Предложенный алгоритм периодизации выделил практически все периоды (порядка 95 %) на всей исследуемой выборке (более 800 пульсограмм). Алгоритм обеспечивает высокое качество выделения квазипериодов, в том числе в условиях сильно выраженной аритмии.

Анализ результатов работы алгоритма подтвердил эффективность процесса периодизации, в том числе и для весьма сложных сигналов. В ряде случаев в реализации динамических рядов отмечаются выбросы, свидетельствующие об ошибках выделения квазипериодов. Анализ этих участков показал наличие пропусков сердечных ударов, которые могут быть либо короткими (в пределах одного периода), либо длинными (2 и более периодов). Сам

факт наличия пропусков сердечных ударов является важным признаком неблагополучия в организме. Оценка частоты и длительности пропусков сердечных ударов необходима для формирования диагностических признаков.

Процедура выделения локальных волн квазипериодов

Алгоритм выделения начала дикротической волны и ее максимума базируется на особенностях распределения интервалов $[S \dots R]$, $[S \dots F]$ и $[S \dots S]$. Значимым фактором является локализация зон минимума и максимума пульсовой волны. В соответствующих областях работает стандартный алгоритм поиска локального экстремума. Для оценки корректности его работы используется распределение амплитуд локальных волн.

Процесс выделения локальных волн квазипериодов состоит из нескольких этапов. Предварительно оценивается качество записи пульсовой волны, а именно наличие в записи шумов и наводок, и при необходимости производится фильтрация. Чаще всего необходимо подавление наводки 50 Гц. В простейшем случае используется сглаживание, реализуемое процедурой взвешенного суммирования соседних отсчетов. Полученные в результате периодизации значения амплитудных и временных параметров функционально значимых элементов единичных колебаний используются далее для формирования статистических характеристик параметров сигнала и построения динамических рядов, представляющих собой зависимость значений данного параметра в функции от номера периода. Сформированные динамические ряды подвергаются статистическому и структурному анализу.

Автоматизированная оценка колебательной структуры пульсового сигнала

Выявление периодических составляющих динамических рядов осуществляется с помощью корреляционно-спектрального анализа. В данном исследовании

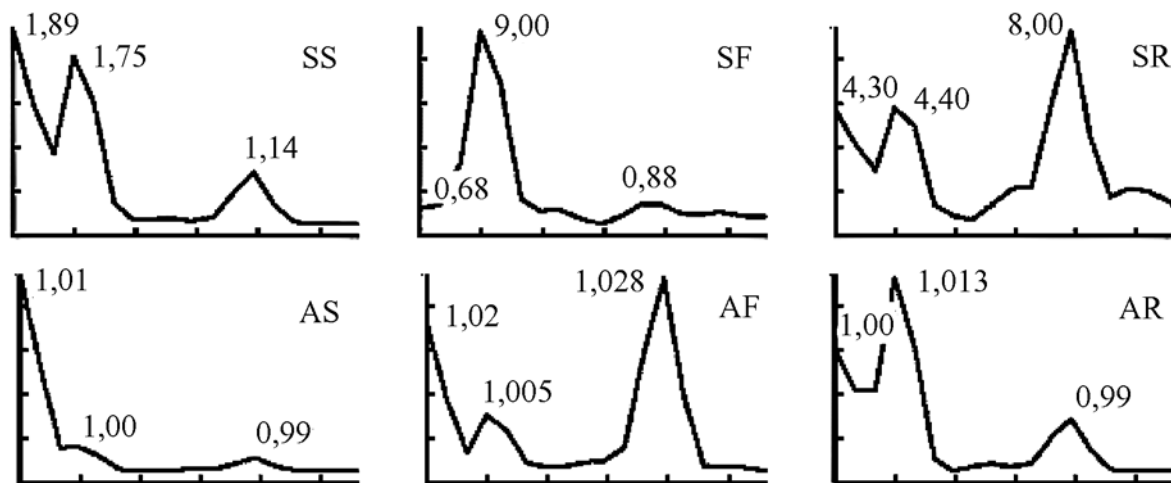


Рис. 3. Пример функций спектральной плотности различных параметров одного и того же исходного пульсового сигнала

довании длительность динамических рядов составляла 200...300 циклов. Пики спектральной плотности были сосредоточены в частотных диапазонах HF, LF, VLF.

Проведенные ранее исследования [10] позволили выделить шесть основных типов спектральных плотностей, отличающихся количеством и степенью выраженности колебательных компонент. Анализ динамических рядов, образованных различными базовыми параметрами пульсового сигнала, показал, что для конкретного сигнала спектральные характеристики различных динамических рядов не идентичны. При этом частотные параметры колебательных компонент совпадают, а амплитудные могут существенно отличаться. В качестве примера на *рис. 3* представлены функции спектральной плотности в координатах LF/VLF и HF/LF для шести различных динамических рядов одного и того же исходного пульсового сигнала. Здесь SS, SF, SR – временные значения элементов пульсового сигнала; AS, AF, AR – амплитудные значения тех же элементов.

Формализованная оценка типа спектральной плотности была реализована на основе вычисления взаимных соотношений пиков спектральной плотности (VLF/LF, LF/HF, VLF/HF) и использования экспертной оценки экспериментальных данных. На основе разработанного алгоритма оценки типов спектров [11] было выявлено их статистическое распределение для различных базовых параметров пульсовой волны применительно к исследуемому массиву экспериментальных данных (более 400 пациентов).

В качестве примера на *рис. 4а, б* показано распределение в координатах LF/VLF (ось Y) и HF/LF (ось X) по шести типам спектра для двух базовых параметров пульсового сигнала: длительности периода (SS) и времени достижения вершины диэлектрической волны (SF).

Проведенные исследования показали, что распределение типов спектральных плотностей (C1 – C6) в координатах LF/VLF и HF/LF для различных параметров пульсового сигнала существенно отличаются. Так, для параметра SS большую часть составляет спектр типа C1 (53 %), для параметра SF – спектр типа C3 (36 %). Полученные данные свидетельствуют о том, что для каждого испытуемого характерна индивидуальная ритмическая структура сигнала, определяемая сочетанием различных типов спектров.

Результаты исследований свидетельствуют о целесообразности синхронного анализа колебательной структуры различных элементов сигнала, что позволит увеличить число информативных признаков для конкретной задачи диагностики.

На основе полученных результатов предлагается использовать в качестве исходного пространства признаков значения колебательных компонент (HF, LF, VLF) для всех функционально значимых элементов пульсовых сигналов, а также их взаимные соотношения. В число исследуемых признаков должны также входить частотные параметры колебательных компонент. В общей сложности исходное число признаков, определяемых ритмической структурой пульсового сигнала, составляет порядка сотни.

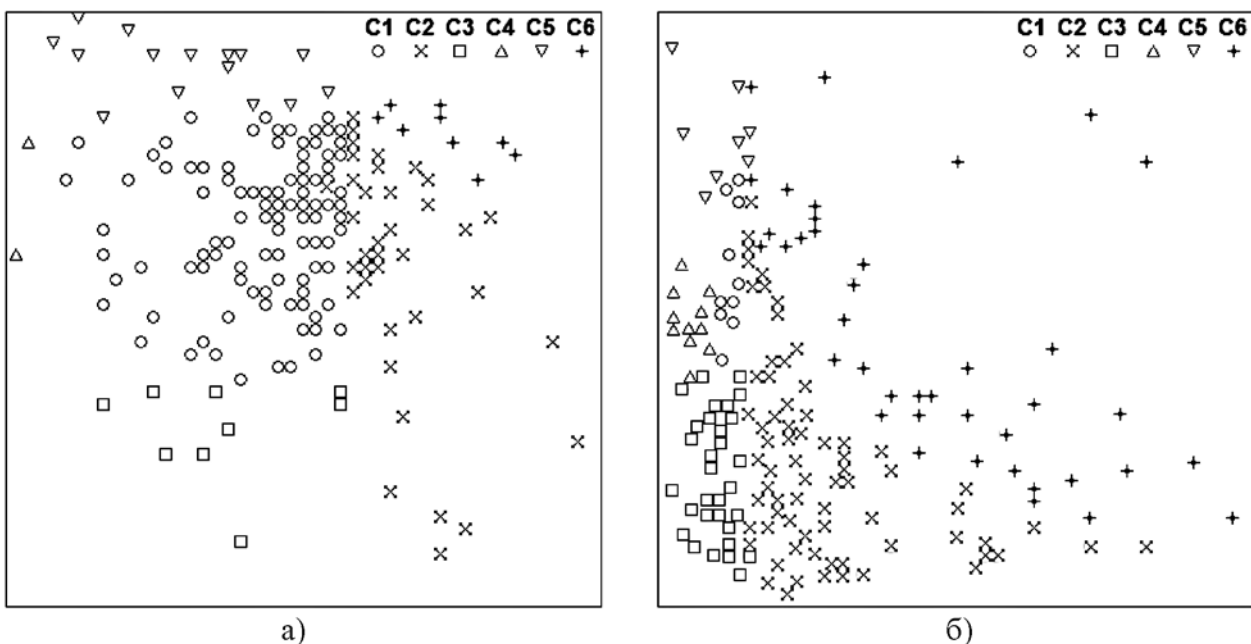


Рис. 4. Распределение типов спектров C1 – C6 для параметров пульсовой волны SS (а) и SF (б)

Выбор информативных признаков для конкретной диагностической задачи осуществляется на этапе оценки информативности признаков и построения решающих диагностических правил на основе методов классификации и распознавания образов.

Заключение

Рассмотрены показатели пульсового сигнала, которые могут составлять исходное пространство признаков. К ним относятся амплитудные и временные значения элементов единичных колебаний сигнала и их динамические характеристики.

Разработан и проверен на реальных сигналах автоматизированный алгоритм периодизации пульсовых сигналов. Алгоритм обеспечил высокое качество выделения квазипериодов, в том числе при наличии сильно выраженной аритмии сигнала.

Разработан алгоритм идентификации локальных волн в пределах единичных квазипериодов с оценкой их амплитудных и временных значений.

Рассмотрены результаты автоматизированной оценки колебательной структуры динамических рядов, сформированных из различных параметров пульсового сигнала. Проведен сравнительный статистический анализ распределения по типам спектральной плотности для различных параметров пульсовой волны.

Предложено при формировании исходного пространства признаков использовать значения колебательных компонент различных параметров пульсового сигнала, а также их взаимные соотношения.

Работа выполнена при частичной поддержке РФФИ, проект № 10-07-00027.

Список литературы:

1. Пульсовая диагностика тибетской медицины / Под ред. Ч.Ц. Цыдыпова. – Новосибирск: Наука, 1988. 133 с.
2. Ринчинов О.С. Радиофизические исследования пульсовых сигналов / Диссертация на уч. ст. канд. физ.-мат. наук. Улан-Удэ, 2000.
3. Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В., Гаврилушкин А.П., Довгалевский П.Я., Кукушкин Ю.А., Миронова Т.Ф., Прилуцкий Д.А., Семенов А.В., Федоров В.Ф., Флейшман А.Н., Медведев М.М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиологических систем // Уральский кардиологический журнал. 2002. № 1.

4. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Eur. Heart J. 1996. Vol. 17. № 3. PP. 334-381.
5. Снежницкий В.А. Методологические аспекты анализа variabilityности сердечного ритма в клинической практике // Медицинские новости. 2004. № 9. С. 37-43.
6. Разин О.С., Десова А.А., Ольховой Ю.К. Датчик пульсового сигнала лучевой артерии // Приборы и системы управления. 1998. № 8. С. 38-39.
7. Дорофеюк А.А. Алгоритмы автоматической классификации // Автоматика и телемеханика. 1971. № 12. С. 78-113.
8. Брызгунов И.П., Десова А.А., Кизева А.Г., Ляшко В.В. Ранняя диагностика артериальной гипертензии на основе компьютерного анализа // Российский педиатрический журнал. 2005. № 1. С. 36-40.
9. Десова А.А., Дорофеюк А.А., Гучук В.В., Дорофеюк 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.
10. Десова А.А., Дорофеюк А.А., Гучук В.В. Многомерный анализ ритмической структуры пульсового сигнала // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2008. № 8-9. С. 4-11.
11. Десова А.А., Гучук В.В., Дорофеюк А.А. Анализ комплекса спектральных плотностей пульсового сигнала лучевой артерии // Медицинская техника. 2011. № 6. С. 41-46.

Аэлита Арсеньевна Десова,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Владимир Всеволодович Гучук,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Юлия Александровна Дорофеюк,
канд. техн. наук, научный сотрудник,
Александр Михайлович Анохин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБУН Институт проблем управления
им. В.А. Трапезникова РАН,
г. Москва,
e-mail: adesova@mail.ru

* * * * *