

А.А. Десова, В.В. Гучук, А.А. Дорофеев

АНАЛИЗ КОМПЛЕКСА СПЕКТРАЛЬНЫХ ПЛОТНОСТЕЙ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ

Аннотация

Проведен типологический анализ формы спектральной плотности динамических рядов длительностей квазипериодов. Определены области значений колебательных компонент медленно-волнового диапазона в соответствии с типологической формой спектральной плотности.

Исследования проведены на основе экспериментального материала, полученного в ходе обследования детей и подростков по выявлению ранней стадии артериальной гипертензии.

Показано, что применительно к задаче выявления признаков артериальной гипертензии в детском возрасте наибольшей информативностью обладают показатели, определяемые колебательными компонентами дикротической волны пульсового сигнала.

В последнее время большое внимание уделяется изучению свойств периодической структуры различных физиологических сигналов организма человека, оценке диагностической значимости ее параметров и возможностей использования последних в задачах клинической медицины [1].

Колебания, проявляющиеся в биосигналах, имеют сложный ритмический рисунок, характеризующийся совокупностью различных составляющих, отличающихся по амплитуде, фазе и частоте. Исследование характеристик колебательных процессов, их периодичности и синхронизации является одним из надежных инструментов выявления ранних и скрытых нарушений и заболеваний.

Современный уровень знаний позволяет различать и выделять биоритмы различной частоты и осуществлять их анализ с целью оценки регуляторных систем адаптации и прогноза патологических нарушений организма. В последнее время особое внимание уделяется изучению так называемых медленных (секундные, декасекундные, многоминутные) колебательных процессов, которые проявляются на всех уровнях функциональной системы. По данным ряда авторов [2], [3], «медленные» колебательные процессы связаны в основном с активностью парасимпатической и симпатической систем и отражают состояние гормональной и нервной регуляций. Основное внимание в современных исследованиях уделяется анализу «медленных» колебаний интервалов сердечных сокращений как индикатору функционального состояния сердечно-сосудистой системы. При изучении «медленных» волн выделяют следующие компоненты: «высокочастотные», с периодом 3...6 с (HF), определяемые воздействием дыхательного центра; «медленные» волны 1-го порядка с периодом 10...30 с (LF), определяемые вазомоторной активностью, сосудодвигательным центром; «медленные» волны 2-го порядка с периодом 30...90 с (VLF), их обычно связывают с обменными процессами, функционированием нейро-эндокринных регуляторных механизмов.

Несмотря на весьма большое количество работ в области анализа колебательной структуры биосигналов (в основном вариабельности сердечного

ритма) и широкого использования результатов этого анализа в задачах медицинской диагностики, существует много вопросов, требующих дальнейшего исследования. В частности, к этим вопросам относятся проблемы изучения степени взаимосвязи колебательных процессов, проявляющихся в различных элементах биосигналов, и оценка параметров этой взаимосвязи как индикатора патологических изменений в организме. Дальнейшее развитие методических и технических решений, касающихся анализа колебательной структуры биосигналов, позволит создать новые методы диагностики, применимые для широкого класса заболеваний.

Методика синхронного анализа комплекса колебательных компонент квазипериодических биосигналов

Каждый биосигнал несет в себе информацию о многих физических процессах, протекающих в организме. Так, в сигнале периферического пульса лучевой артерии находят свое отражение как процессы высших уровней регуляции, так и гемодинамические показатели сердечно-сосудистой системы (внутрисосудистое давление, напряжение артериальной стенки, волновые процессы в артериальной системе, перемещение массы крови, вязкость крови, интерференция волн в сосудах и т. д.) [4]. Все эти процессы так или иначе влияют на форму сигнала и его ритмическую структуру. Элементы биосигнала, несущие физиологически значимую информацию, обладают своей индивидуальной ритмикой, в совокупности образующей ритмическую структуру сигнала в целом. Представляется, что изучение ритмики отдельных элементов биосигнала и исследование их взаимосвязей позволит существенно увеличить информационную значимость сигнала.

В Институте проблем управления разработана методика анализа ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии [5]. Сигнал периферического пульса измеряли на лучевой артерии пациента с помощью оптоэлектронного датчика пульса. Выходной сигнал датчика вводили в компьютер, где осуществляли его визуализацию, ана-

лиз и обработку с помощью специальных алгоритмов. Методика анализа предусматривает идентификацию функционально значимых элементов единичных колебаний биосигнала. Для пульсового сигнала лучевой артерии это систолическая, диастолическая и диастолическая волны, синхронное вычисление колебательных компонент, отражающих динамику амплитудных и временных параметров данных элементов, оценку их взаимокорреляционных связей и степени синхронизации. Методика направлена на формирование комплекса информативных признаков сигнала и определение их диагностической значимости применительно как к задачам медицинской диагностики, так и к задачам оценки функционального состояния человека-оператора.

Реализация методики осуществляется следующими последовательными процедурами:

- 1) автоматическая разбивка сигнала на последовательный ряд единичных колебаний;
- 2) идентификация в каждом квазипериоде функционально значимых элементов и вычисление их амплитудных и временных параметров;
- 3) формирование динамических рядов амплитудных и временных параметров, каждый из которых представляет собой зависимость значений данного параметра в функции от номера периода;
- 4) проведение корреляционно-спектрального анализа динамических рядов, вычисление взаимной спектральной плотности и ряда статистических характеристик. Полученные на данном этапе оценки параметров колебательных компонент используются при формировании исходного пространства признаков для решения конкретных задач диагностики;
- 5) оценка степени информативности признаков и построение диагностического решающего правила на основе алгоритмов классификации [6] и распознавания образов по методу «обобщенного портрета» [7].

Предлагаемая методика позволяет проводить широкий круг исследований, направленных на решение различных диагностических задач.

Исследования, описанные в данной статье, основаны на экспериментальном материале, полученном в ходе клинических обследований пациентов по установлению наличия ранней стадии артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте [8]. Обследования проводились в клинике функциональной патологии Научного центра здоровья детей РАМН. Всего было обследовано более 400 пациентов в возрасте от 9 до 16 лет с различными функциональными нарушениями. В соответствии с целью исследования, направленного на выявление признаков первичной артериальной гипертензии, все виды заболеваний обследуемых пациентов были разделены на два класса: 1-й класс – первичная артериальная гипертензия (149 человек), 2-й класс – различные виды психосоматической функциональной патологии при нормальном артериальном давлении (253 человека).

Результаты исследований спектров динамических рядов

Динамические ряды, сформированные для базовых параметров единичных квазипериодов, в общем случае рассматриваются как случайные процессы, представляющие собой суперпозицию колебаний, трендов и шумов. В статье рассматриваются только стационарные (точнее – квазистационарные) режимы функционирования организма. В связи с этим используются методы анализа стационарных случайных процессов. Выявление периодических составляющих динамических рядов и их характеристик осуществляется с помощью спектрально-корреляционного анализа, прежде всего с помощью функции спектральной плотности.

В проводимом исследовании длина каждого динамического ряда составляла порядка 200...300 циклов. Число коэффициентов разложения равнялось 30. Пики спектральной плотности, как правило, были сосредоточены в трех частотных диапазонах: HF, LF, VLF (рис. 1).

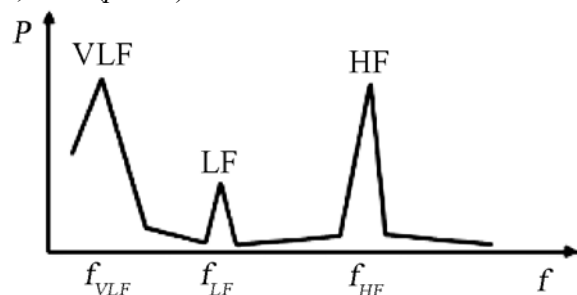


Рис. 1. Пики колебательных компонент спектральной плотности

На исследуемом массиве данных (403 вектора) экспертным путем было выделено шесть основных типов спектральной плотности, отличающихся степенью выраженности указанных выше колебательных компонент. На рис. 2 приведены примеры основных типов спектральной плотности для динамических рядов длительностей квазипериодов.

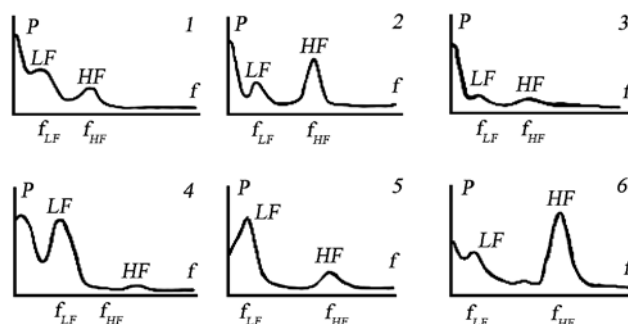


Рис. 2. Примеры основных типов спектральной плотности динамических рядов длительностей единичных колебаний пульсового сигнала

Для исследуемого массива данных распределение типов спектральной плотности для динамических рядов длительностей квазипериодов было сле-

дующим: тип 1 (C1) – 40 %; тип 2 (C2) – 18 %; тип 3 (C3) – 13,6 %; тип 4 (C4) – 6 %; тип 5 (C5) – 12 %; тип 6 (C6) – 10 %.

Анализ динамических рядов, образованных другими базовыми параметрами пульсового сигнала, а именно амплитудными и временными значениями основной (ОВ) и дикротической (ДВ) волн, показал, что для данного исходного 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. 3а, б, в* приведены функции спектральной плотности для трех различных динамических рядов одного и того же исходного пульсового сигнала.

Из этого примера видно, что амплитудные значения колебательных компонент разных базовых параметров пульсового сигнала в трех рассматриваемых частотных диапазонах могут существенно отличаться.

Для получения объективных данных о типе спектральной плотности была проведена формализованная классификация типов спектральной плотности на основе вычисления взаимных соотношений пиков колебательных компонент VLF, LF и HF. Предварительная оценка значений этих соотношений была получена на основе экспертной классификации рассматриваемых типов спектральной плотности для динамических рядов длительностей квазипериодов. Применительно к экспертной классификации было построено двухмерное распределение параметров LF/VLF и HF/LF для различных типов спектральной плотности. В качестве примера на *рис. 4а* приведено сравнительное распределение спектральных типов C1 и C2, а на *рис. 4б* – типов C2 и C3.

По результатам исследований были получены ориентировочные оценки параметров LF/VLF и HF/LF для различных типов спектральных плотностей (C1...C6). При проведении формализованной классификации в качестве критериев типов

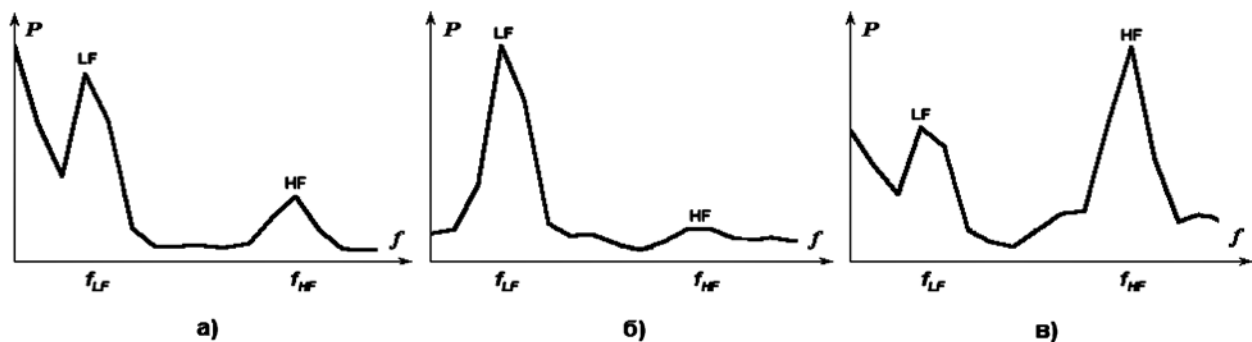


Рис. 3. Функции спектральной плотности для трех различных динамических рядов одного того же исходного пульсового сигнала: а) РА (длительность периода); б) РС (расстояние от вершины ОВ до вершины ДВ); в) РГ (расстояние от вершины ОВ до начала ДВ)

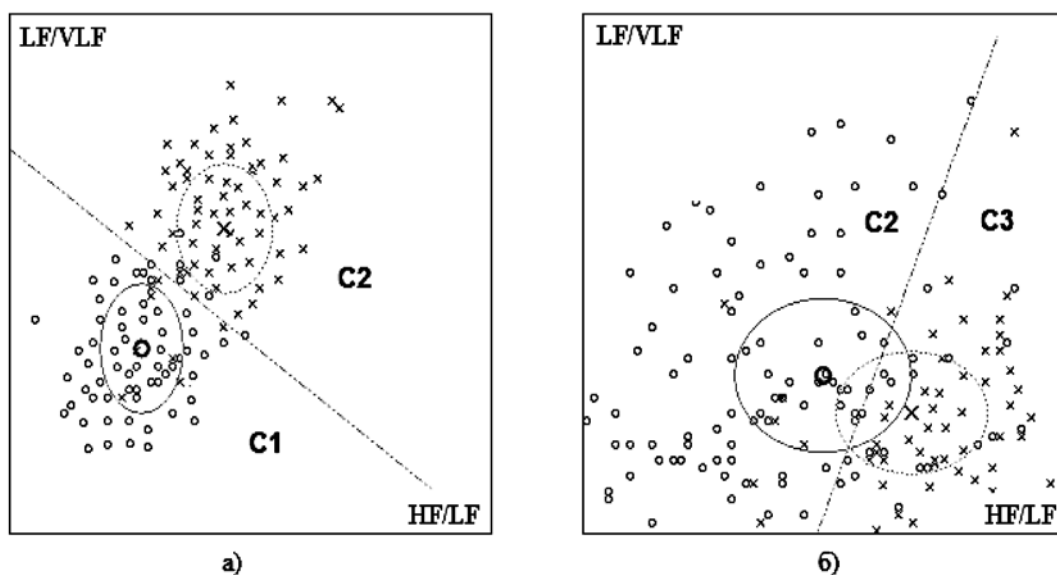


Рис. 4. Распределение объектов типа C1, C2 и C3 в координатах параметров LF/VLF и HF/LF: а) типы C1 и C2; б) типы C2 и C3

спектральной плотности использовались следующие условия для соотношения параметров LF/VLF и HF/LF. Для типа C1: $LF < VLF$ и $HF < LF$; для типа C2: $LF < VLF$ и $HF > LF$; для типа C3: $LF \ll VLF$ и $HF \ll VLF$; для типа C4: $LF \approx VLF$ и $HF \ll LF$; для типа C5: $LF > VLF$ и $HF \ll LF$; для типа C6: $LF \approx VLF$ и $HF > LF$. Кроме того, в ряде случаев требовалось использование дополнительного параметра HF/VLF, а также количественных значений ряда параметров, являющихся граничными для некоторых типов спектров. Количественные значения граничных величин оценивались на основе экспертной классификации типов спектральной плотности, полученной для динамического ряда длительностей единичных квазипериодов. Полученные в результате проведенного исследования значения параметров, обеспечивающих формализованную классификацию типов спектров, приведены в табл. 1.

Таблица 1

Тип спектра	Параметр LF/VLF	Параметр HF/LF	Параметр HF/VLF
C1	$> 0,55 < 1$	$> 0,67 < 1$	–
C2	< 1	> 1	< 1
C3	$< 0,55$	< 1	$< 0,55$
C4	$> 0,55 < 1$	$< 0,67$	< 1
C5	> 1	< 1	–
C6	–	> 1	> 1

На основе приведенных данных была проведена формализованная классификация типов спектральных плотностей динамических рядов для трех базовых параметров пульсовой волны: длительностей квазипериодов (РА), временного параметра начала дикротической волны (PG), временного параметра вершины дикротической волны (PC). На

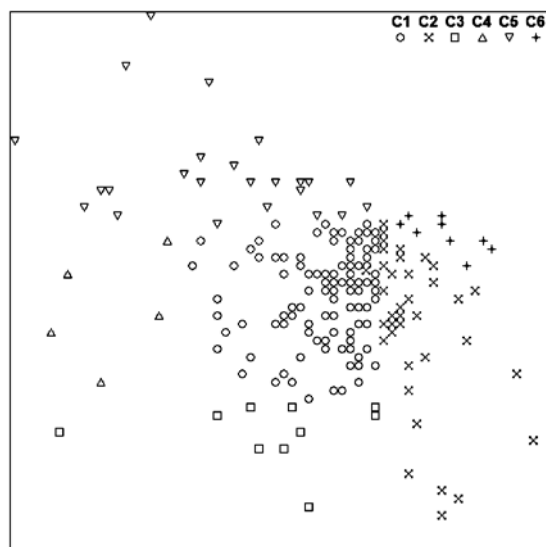


Рис. 5. График распределения объектов, соответствующих спектральным плотностям C1...C6 для длительности периодов (РА)

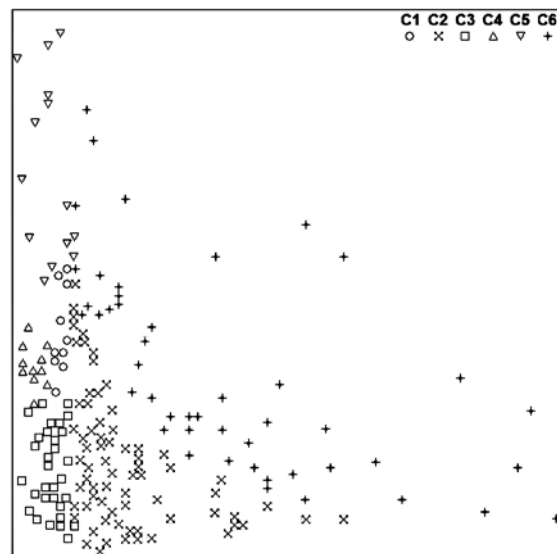


Рис. 6. График распределения объектов, соответствующих спектральным плотностям C1...C6 для расстояния от вершины основной волны (ОВ) до начала дикротической волны (PG)

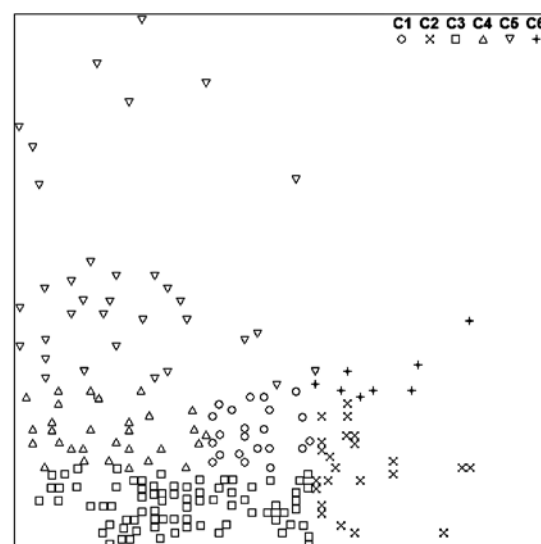


Рис. 7. График распределения объектов, соответствующих спектральным плотностям C1...C6 для расстояния от вершины основной волны (ОВ) до вершины дикротической волны (PC)

рис. 5, 6, 7 приведены графики распределения объектов исходного массива данных, соответствующих спектральным плотностям (C1...C6) для трех указанных параметров пульсовой волны.

Результаты исследований показали, что для различных параметров пульсовой волны (РА, PG, PC) данного исходного сигнала возможно существенное различие типов спектральной плотности. В зависимости от индивидуального состояния организма спектральные плотности могут быть либо идентичными, либо различными по степени выраженности колебательных компонент.

В табл. 2 приведены количественные значения типов спектральной плотности для исследуемого

массива исходных данных (214 векторов) применительно к трем рассматриваемым параметрам пульсовой волны.

Таблица 2

Тип спектра	Параметр PA	Параметр PG	Параметр PC
C1	117	12	25
C2	40	81	26
C3	11	33	84
C4	5	12	32
C5	28	18	38
C6	13	58	9

Результаты исследований свидетельствуют о целесообразности комплексного анализа спектральных характеристик различных функционально значимых элементов единичных квазипериодов биосигналов. Это создает предпосылки для увеличения диагностической значимости исследуемых биосигналов.

Полученные результаты требуют дальнейшего изучения с учетом анализа клинических данных конкретных пациентов. В частности, на основе имеющихся клинических данных по наличию артериальной гипертензии в детском возрасте выявлено, что наибольшая вероятность артериальной гипертензии имеет место у пациентов, спектральная плотность параметра PC которых относится к типам C4 и C5. Эти результаты совпадают с прежними результатами авторов по оценке информативности признаков пульсового сигнала при выявлении артериальной гипертензии в детском возрасте [9].

Заключение

В работе проведена типология спектральных плотностей динамических рядов различных параметров пульсовой волны.

Осуществлена формализованная классификация типов спектральной плотности на основе вычисления соотношений пиков спектральной плотности VLF, LF и HF.

Показано, что для различных базовых параметров пульсовой волны спектральные характеристики динамических рядов могут существенно отличаться.

Приведены количественные значения типов спектральной плотности различных параметров пульсовой волны для исходного массива данных.

Приведена оценка диагностической значимости типов спектральной плотности для выявления артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте.

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

Список литературы:

1. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. – М.: Медицина, 2000. 295 с.
2. Жемайтис Д.И. Вегетативная регуляция синусового ритма у здоровых и больных / В кн.: Анализ сердечного ритма. – Вильнюс, 1982. С. 128.
3. Вариабельность сердечного ритма в современной клинике / Под ред. Н.И. Яблучанского, Б.Я. Кантора, А.В. Мартыненко. – Донецк: Будень, 1997. С. 108.
4. Куришак Н.А., Прессман Л.П. Кровообращение в норме и патологии. – М.: Медтехника, 1969. 336 с.
5. Десова А.А., Дорофеюк А.А., Гучук В.В. Многоэтапная процедура выделения информативных характеристик пульсового сигнала лучевой артерии // Медицинская техника. 2009. № 4. С. 10-15.
6. Дорофеюк А.А. Алгоритмы автоматической классификации // Автоматика и телемеханика. 1971. № 12. С. 78-113.
7. Ванник В.Н., Червоненкис А.Я. Теория распознавания образов. – М.: Наука, 1974. 415 с.
8. Десова А.А., Брызгунов И.П., Кизева А.Г., Виноградова Е.П. Особенности формы и ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии при артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. № 1-2. С. 59-66.
9. 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.

Аэлита Арсеньевна Десова,
канд. техн. наук,
ст. научный сотрудник,
Владимир Всеволодович Гучук,
канд. техн. наук,
ст. научный сотрудник,
Александр Александрович Дорофеюк,
д-р техн. наук, профессор,
зав. лабораторией,
Институт проблем управления
им. В.А. Трапезникова РАН,
г. Москва,
e-mail: www.adesova@mail.ru