

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ИНФОРМАТИВНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Гучук В.В

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН
polma@bk.ru

Аннотация. Описываются характеристики пульсового сигнала лучевой артерии, позволяющие осуществлять эффективную медицинскую диагностику. Рассматриваются методы первичного анализа, при котором производится непосредственное измерение амплитудных и временных значений характерных элементов пульсового сигнала. Выделяются физиологические показатели, наиболее пригодные для осуществления диагностики. Описываются методы ритмического анализа сигналов, используемые в настоящее время для оценки variability сердечного ритма. Приводится пример оригинального подхода к использованию пульсового сигнала, основанного на синхронном анализе колебательных компонент, присущих различным функционально-значимым элементам единичных колебаний. Показано, что информативность пульсовых сигналов лучевой артерии позволяет широко использовать их для медицинской диагностики, в том числе на ранних стадиях заболевания.

Ключевые слова: пульсовый сигнал, лучевая артерия, диагностика, ритмическая структура, форма пульсовой волны, биоритмы.

Введение

Возможности пульсовой диагностики обусловлены тем, что сигнал периферического пульса, в частности лучевой артерии, содержит в себе информацию о многих физиологических процессах, протекающих в организме, и, в первую очередь, в сердечно-сосудистой системе. Известно также, что в пульсовом сигнале лучевой артерии находят свое отражение, как процессы высших уровней регуляции, так и многие гемодинамические показатели сердечно-сосудистой системы, в том числе: внутрисосудистое давление, напряжение артериальной стенки, волновые процессы в артериальной системе и ряд других процессов. Информация, извлекаемая из пульсового сигнала, может быть представлена в двух видах [1]:

- информация, отражающая форму пульсовой волны. Существует потенциальная связь между различными видами заболеваний и значениями параметров формы пульсового сигнала [2];

- информация, отражающая динамические изменения элементов пульсовой волны, в том числе обусловленные влиянием биоритмов.

Известны многочисленные результаты исследований, посвященных изучению природы, закономерностей и диагностической значимости биологических ритмов, которые свидетельствуют о том, что степень выраженности различных колебаний, их соотношения и синхронизация несут существенную информацию о состоянии организма [3].

Для обоих видов информации имеют место две категории данных: качественные и количественные. Первые отражают неформализованные свойства сигнала, такие как форма единичных колебаний сигнала и форма ритмической структуры, определяемая комбинацией колебательных компонент квазипериодического биосигнала. Вторые определяются численными значениями отдельных элементов сигнала, результатами их математической обработки, а также количественными параметрами ритмической структуры сигнала.

Существующие в настоящее время методы количественного анализа пульсовых сигналов можно разделить на две группы [4]:

- 1) Методы первичного анализа сигнала, при котором производится непосредственное измерение амплитудных и временных значений характерных элементов сигнала. К методам первичного анализа относится также спектральный анализ исходного сигнала.
- 2) Методы вторичного анализа, при котором на основе выделенных элементов формируется («вторичный») сигнал, характеризующий динамические процессы сигнала и используемый, в частности, для оценки степени вариабельности элементов сигнала.

Нетривиальность анализа пульсовых сигналов лучевой артерии определяется в значительной мере их существенными специфическими особенностями, в частности, большим индивидуальным разнообразием форм сигнала, определяемых количеством и степенью выраженности локальных элементов в пределах единичного колебания, существенной и различной степенью вариабельности амплитудных и временных элементов квазипериодов, возможной нестабильностью в процессе записи, наличием артефактов. Кроме того, следует иметь в виду, что характеристики пульсового сигнала зависят от большого числа внешних факторов, как-то место съема сигнала, тип технического устройства (датчика), время измерения, воздействие окружающей обстановки.

Указанные особенности пульсовых сигналов существенно затрудняют их автоматизированный анализ, что приводит к необходимости разработки разнообразных специализированных алгоритмов анализа [5, 6].

1 Параметры формы пульсовой волны

Пульсовой сигнал лучевой артерии представляет собой комбинацию артериального, капиллярного и венозного объема кровотока на данном участке тела. Характер пульсовой кривой зависит от таких факторов, как систолический выброс, интенсивность кровотока, состояние сосудистой стенки, вязкость крови, соотношение прекапиллярного и посткапиллярного давления и прочих факторов [7]. В общем виде форма пульсовой волны лучевой артерии схематически представлена на рис. 1, где A – амплитуда волны, t – время.

Пульсовая волна кровенаполнения имеет следующие основные компоненты: ad – продолжительность систолы, da – продолжительность диастолы, дикротическая волна (def) и пресистолический зубец (fga). Введены следующие обозначения, относящиеся к базовым элементам единичного колебания: b – максимум систолической волны, c – поздняя систолическая волна, d – начало дикротической волны, e – максимум дикротической волны, g – максимум пресистолической волны; SS – основной период пульсовой волны, SF – время достижения максимума дикротической волны, SR – время до начала дикротической волны.

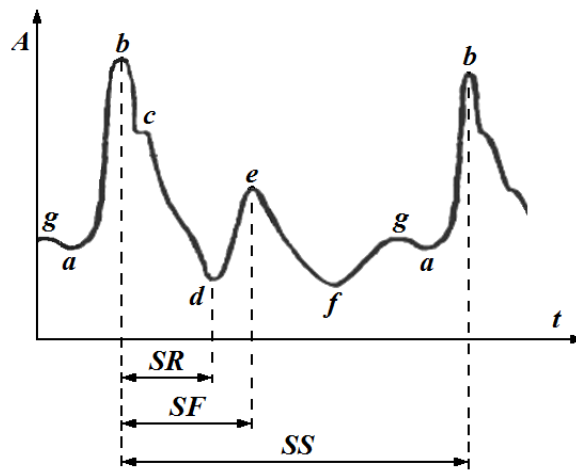


Рис. 1. Форма единичного колебания пульсового сигнала

Пульс лучевой артерии характеризуется сильно выраженной дикротической волной (зубец «е»), по поводу механизма возникновения которой существует несколько различных точек зрения. Мнение большинства авторов сводится к тому, что возникновение дикротической волны обусловлено процессом отражения основной волны от участков кровеносной системы с повышенным сопротивлением. По поводу локализации отражающего участка существуют различные мнения: отражение основной волны от полулунных клапанов аорты в результате их закрытия, отражение от периферических препятствий, последовательное отражение от периферии и от полулунных клапанов. В диастолической части пульсовой волны могут иметь место одна, две или три дополнительных волны, по поводу происхождения которых также не существует однозначной точки зрения.

При оценке пульсовой кривой обращают внимание на ее форму, амплитуду, крутизну нарастания и спада, ритмичность. Пульсовой сигнал позволяет получить важную информацию как о работе сердца, так и о состоянии сосудов. Нарушение ритмичности и частоты пульсовых волн свидетельствуют о нарушениях сердечного ритма, тахикардии или брадикардии. Наполнение и напряжение пульса отражает систолическое артериальное давление, величину ударного объема и достаточность кровенаполнения артерий. Форма пульсовой волны отражает скорость изменения давления в артериальной системе в течение систолы и диастолы, состояние стенки сосуда и работу клапанов сердца.

Качественный анализ пульсовых волн учитывает регулярность и симметричность волн, характер вершины, количество и выраженность дополнительных волн. При количественном анализе оценивают временные и амплитудные значения базовых элементов пульсового сигнала.

На форму пульсового сигнала, кроме функционального состояния организма, влияют многие другие факторы, в том числе, возраст человека, место и время съема сигнала, тип технического устройства (датчика), используемого для съема сигнала и ряд других. Это вызывает необходимость строгого учёта условий, при которых происходят исследования пульсового 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 (базовых) показателей, характеризующих каждую локальную волну. Каждая локальная волна сигнала требует внимательного изучения, так как содержит физиологически богатую информацию [8].

Форма пульсового сигнала во многом характеризуется его спектральным составом. Спектр пульсового сигнала здорового человека в нормальном состоянии выглядит как гармоники с убывающей мощностью при возрастании частоты. Характерно наличие сдвига гармоник по частоте вправо при увеличении частоты пульса человека. Гармоники ранжируются в порядке возрастания частоты кратно к величине первой гармонике (1,2 Гц). Пульсовая кривая содержит порядка 4-5 составляющих. Энергия (мкВ/сек) в пяти частотных диапазонах распределяется ориентировочно следующим образом [9]:

- 1,5-3 Гц: 59%;
- 4-7 Гц: 27%;
- 8-13 Гц: 10%;
- 14-20 Гц: 2,5%;

- 21-30 Гц; 1,0%.

Для количественного описания формы сигнала используется последовательность характерных точек: точки перегиба, экстремумы. Для идентификации характерных (базовых) точек часто применяется первая и вторая производные исходного сигнала. Основная проблема – идентификация базовых точек. В качестве базовых показателей сигнала используют временные и амплитудные значения локальных волн в пределах единичного колебания.

Благодаря количественной оценке базовых элементов пульсового сигнала определяют ряд физиологических показателей, в том числе: частоту пульса, вариабельность сердечного ритма, время быстрого и медленного кровенаполнения; продолжительности систолы и диастолы, время подъема дикротического зубца и ряд производных характеристик, таких как, дикротический индекс, диастолический индекс, индекс эластичности сосудов, коэффициент тонического напряжения сосудов, сфигмографическая скорость, индекс Хильденбрата (соотношение частоты пульса и частоты дыхания) и ряд других [10].

Проведенные исследования [11] свидетельствуют о связи параметров формы пульсового сигнала с различными функциональными состояниями организма. Форма пульсовой кривой определяется мощностью сердечного выброса, величиной артериального давления, периферическим сопротивлением артериальной системы, упругостью стенок сосудов и зависит от физиологического состояния организма человека.

Анализ контура объемной пульсовой волны является простым неинвазивным методом скрининговой диагностики факторов риска сердечно-сосудистых заболеваний и широко используется для построения приборов экспресс-диагностики. Контурный анализ пульсовой волны дает возможность получать клинически значимую информацию о ряде заболеваний, в том числе гипертонии, ишемической болезни сердца, сахарного диабета 2-го типа, атеросклероза периферических сосудов [12]

В ряде работ [1, 13] указывается связь параметров формы пульсовой волны с различными патологиями сердечно-сосудистой системы. Отмечается, что большая высота пульсового сигнала, острая вершина характеризуют недостаточность полулунных клапанов; сильно выраженная дикротическая волна при отсутствии диастолического подъема возможна при острых инфекциях и при повышении артериального тонуса. Быстрое нарастание давления и быстрое падение давления с исчезновением дикротической волны характеризует тяжелую недостаточность аортальных клапанов. Наличие трех выраженных зубцов в пульсовом сигнале при слабом дикротическом зубце характеризует гипертрофированные упругие стенки, что имеет место, например, при гипертонии. Случай отсутствия дополнительных волн имеет место при сильно склерозированных артериях.

Результаты большого числа исследований, свидетельствующих о диагностической значимости параметров пульсового сигнала, подчёркивают важность разработки методов их автоматического анализа.

2 Параметры ритмической структуры пульсовой волны

Организму человека свойственно наличие колебательных процессов с периодами в пределах от 10-3 до 108 сек. Сюда относятся колебания на клеточном уровне, сокращения сердца, ритмы дыхания, процессы возбуждения и торможения в нервных тканях, колебания температуры тела и т.д. Ритмическим колебаниям подвержены также психическое и эмоциональное состояние человека [14, 15].

Физиологический процесс можно рассматривать как сложную суперпозицию колебательных составляющих, каждая из которых отражает активность определенного контура управления [16]. В результате наложения всех колебаний и их взаимодействия процессы организма приобретают сложный ритмический рисунок, характеризующийся совокупностью различных колебательных составляющих, отличающихся по амплитуде, фазе и частоте. При этом у различных процессов организма совпадает общая длительность ритмов, но фазовые и амплитудные параметры не совпадают. Неблагоприятным для физического и психического здоровья человека является как строгая синхронизация ритмов, так и большое рассогласование. Некоторая мера рассогласования - необходимое условие надежности организма, его устойчивости. Развитие патологии проходит через следующие этапы: временное рассогласование, нарушение информационных потоков, нарушение обмена энергией, нарушение обмена веществ и разрушение структуры. Для прогноза патологических изменений наиболее целесообразно изучать уровень временной организации, так как он предшествует всем остальным. Появлению отклонений функций организма предшествуют скрытые изменения, находящиеся в пределах ритмических колебаний. Исследование характеристик

ритмических процессов, их периодичности и синхронизации является надежным инструментом выявления ранних и скрытых нарушений и заболеваний.

При исследованиях ритмической структуры квазипериодических биосигналов большое внимание уделяется изучению так называемых «медленных» колебательных процессов, которые характерны для многих функциональных систем организма человека. При этом наибольшее число исследований касается изучения variability сердечного ритма (ВСР). При изучении «медленных» волн выделяют выраженные компоненты кривой спектральной плотности динамических рядов, сформированных из отдельных элементов сигнала [17]. Это дыхательные волны HF (0,15-0,45 Гц), определяемые дыхательным центром; медленные волны 1-го порядка LF (0,05-0,15 Гц), определяемые вазомоторной активностью, сосудодвигательным центром, барорефлекторной регуляцией; медленные волны 2-го порядка VLF (менее 0,05 Гц), происхождение которых пока четко не определено. Высокочастотные (дыхательные волны HF) отражают влияние парасимпатического отдела вегетативной нервной системы, связаны с вагусной активностью. В норме мощность этой компоненты составляет 15-25% от суммарной мощности спектра. Снижение до 8-10% указывает на смещение вегетативного баланса в сторону преобладания симпатического отдела. Если величина падает ниже 2-3%, то имеет место резкое преобладание симпатической активности. Волны 1-го порядка (LF) отражают преимущественно влияние симпатико-адреналовой системы. Мощность этой составляющей спектра определяет активность вазомоторного центра и характеризует состояние системы регуляции сосудистого тонуса. Доминирующая частота вазомоторных волн лежит в пределах 10-12 сек. Увеличение до 13-14 сек. указывает на снижение активности вазомоторного центра или на замедление процессов барорефлекторной регуляции. Медленные колебания отражают преимущественно влияние симпатико-адреналовой системы. Изменения LF и HF связаны с изменениями сегментарных мозговых структур.

Волны 2-го порядка (VLF) в большой степени связаны с надсегментарными мозговыми структурами. Значение этой составляющей отражает церебральные эрготропные влияния на нижележащие уровни и позволяет судить о функциональном состоянии мозга при психогенной и органической патологии мозга. Есть данные, что VLF является чувствительным индикатором управления метаболическими процессами и хорошо отражает энергодефицитные состояния. Таким образом, параметры VLF характеризуют влияние высших вегетативных центров на сердечно-сосудистый подкорковый центр и могут использоваться как надежный маркер степени связи автономных (сегментарных) уровней регуляции кровообращения с надсегментарными, в том числе с гипофизарно-гипоталамическим и корковым уровнем. В норме в условиях покоя мощность VLF составляет 15-35% суммарной мощности спектра.

На рис. 2 представлены спектральные компоненты медленно-волнового диапазона, с условными внутри-диапазонными обозначениями: HF – высокочастотная компонента, LF – низкочастотная компонента, VLF – ультранизкочастотная компонента.

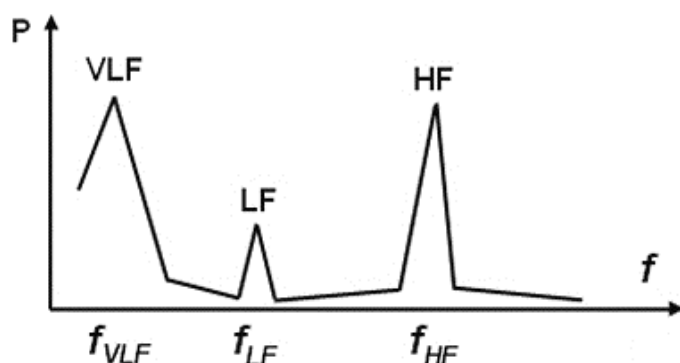


Рис. 2. Спектральные компоненты медленно-волнового диапазона (HF: ВЧ-компонента, LF: НЧ-компонента, VLF: УНЧ-компонента)

Методы ритмического анализа квазипериодических сигналов, используемые в настоящее время в основном для оценки variability сердечного ритма, позволяют выявить активность регуляторных механизмов организма (центрального, вегетативного, гуморального, рефлекторного). На основе многочисленных исследований установлены частотные компоненты, характеризующие колебательную структуру биосигнала, разработаны международные стандарты вычисления параметров биоритмов, получены многочисленные экспериментальные данные диагностической

значимости биоритмов применительно к широкому спектру заболеваний и функциональных нарушений.

В 1996 г. Европейское кардиологическое общество (ЕКО) и Североамериканское общество стимуляции и электрофизиологии ввели жесткие стандарты оценки variability сердечного ритма [18], суть которых сводится к определенному алгоритму обработки 5-минутных или суточных записей биосигналов. В настоящее время большинство исследователей пользуются предложенными в 1996 г. стандартами. В «Стандартах» приводятся рекомендуемые методы измерения и оценки ВСП, формулируются технические требования к аппаратуре и программному обеспечению. На базе этих стандартов были выявлены основные колебательные компоненты сердечного ритма, каждый из которых отражает соответствующую физиологическую область регуляции.

Используемые в настоящее время математические методы анализа variability сердечного ритма разделяют на следующие классы:

- исследование общей variability (статистические методы);
- исследование периодических составляющих ВСП (частотный анализ и вейвлет-анализ);
- исследование внутренней организации динамического ряда S-S интервалов (автокорреляционный анализ, корреляционная ритмография, методы нелинейной динамики).

Спектральные методы анализа (частотный анализ) ВСП получили в настоящее время очень широкое распространение. Для каждого диапазона ритмической структуры вычисляют значение максимальной гармоники, абсолютную суммарную мощность и среднюю мощность в диапазоне, относительное значение в процентах от суммарной мощности всех диапазонов. По данным спектрального анализа сердечного ритма вычисляется ряд комплексных показателей: индекс централизации HF+LF/VLF, индекс вагосимпатического взаимодействия LF/HF, показатель активности регуляторных систем (ПАРС) [19], учитывающий статистические показатели, показатели гистограммы и данные спектрального анализа кардиоинтервалов. Современные исследования в области медленно-волновых колебаний касаются в основном анализа колебательной структуры длительностей периодов сердечно-сосудистой системы (RR-интервалов). Однако каждый функционально-значимый элемент единичного колебания биосигнала несет в себе информацию о различных свойствах организма и при этом обладает своей индивидуальной ритмикой. Несмотря на весьма большое число работ в области анализа медленно-волнового диапазона колебательной структуры биосигналов 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.

В работе [1] рассматривается оригинальный подход, основанный на синхронном анализе колебательных компонент, присущих различным функционально-значимым элементам единичных колебаний. Осуществляется комплексный анализ как колебательных компонент пульсограмм (и основного периода, и внутриволновых составляющих), так и колебательных компонент динамических рядов (и временных, и амплитудных). Представляется, что синхронное изучение ритмики отдельных элементов биосигнала и оценка их взаимосвязей позволит существенно увеличить объем диагностической информации о состоянии функциональных систем человека. Исследования ритмической структуры биосигналов обеспечивают возможность донозологической диагностики заболеваний на уровне информационных нарушений. Результаты исследований [19], посвященных изучению закономерностей и диагностической значимости биологических ритмов, свидетельствуют о том, что степень выраженности различных колебаний, их амплитудно-фазовые соотношения и степень синхронизации несут существенную информацию о состоянии организма и являются ранними признаками его неблагополучия. Появлению патологических отклонений в организме предшествуют скрытые изменения, находящиеся в пределах ритмических колебаний биосигналов. Поэтому исследование их периодичности и синхронизации является важным инструментом выявления ранних и скрытых нарушений и заболеваний.

На современном этапе практического использования методов анализа ВСП в прикладной физиологии и клинической медицине подходы к физиологической и клинической интерпретации данных позволяют эффективно решать многие задачи диагностического и прогностического профиля, оценки функциональных состояний, контроля эффективности лечебно-профилактических воздействий и т.п. Однако возможности этой методологии далеко не исчерпаны и ее развитие продолжается.

Результаты многочисленных исследований свидетельствуют о том, что параметры «медленных» биологических ритмов имеют существенную диагностическую значимость. Имеется много примеров успешного применения анализа ВСР в практике прикладной физиологии и клинической медицины. Можно привести некоторые области использования методов анализа ВСР [20]:

- оценка вегетативной регуляции ритма сердца у пациентов с различными заболеваниями, получение дополнительной информации для диагностики некоторых форм заболеваний, как то: диабет 1-ой и 2-ой форм, бронхиальная астма, развитие гипертонии и многих других;
- прогноз риска внезапной смерти при инфаркте миокарда и ИБС, при хронической сердечной недостаточности.
- объективизация выраженности операционного стресса и контроля адекватности анестезии, а также выбор типа и дозировок анестезии;
- объективизация реакций вегетативной нервной системы при воздействии на организм электромагнитных полей, интоксикаций и патогенных факторов;
- контроль функционального состояния организма в операторской деятельности, в спорте.
- контроль функционального состояния плода в акушерстве.

Основным показанием к применению методов анализа ВСР является наличие вероятных изменений со стороны регуляторных систем организма. Поскольку практически нет таких заболеваний, в которых бы не участвовали механизмы вегетативной регуляции, то сфера применения метода анализа ВСР поистине неисчерпаема.

Заключение

Необходимо сделать несколько замечаний по технологии работы с пульсовым сигналом.

При использовании спектрального анализа необходимо учитывать определенные особенности, в том числе частотные свойства пульсового сигнала. В частности, для выделения частот волн 2-го порядка (VLF) необходимо использовать не саму пульсовую волну, а динамические ряды значений максимума систолической волны, максимума диастолической волны, длительности основного периода пульсовой волны и т.д. При этом необходимо учитывать то, что, например, полученные значения величины основного периода представляют собой номерной ряд временных интервалов между соседними периодами. Другими словами говоря, мы имеем дело с дискретными значениями, неравномерно распределенными на временной оси. Принципиально преобразование Фурье не может быть осуществлено непосредственно над этим рядом из-за неравномерности его временной шкалы. Необходимо либо преобразовать ряд интервалов во временной ряд, либо адаптировать преобразование для неравномерного ряда. С этой целью можно воспользоваться методом Ломба-Скаргла [21], который позволяет осуществить спектральный анализ непосредственно над неравномерно распределенным дискретным сигналом. Эффект от использования метода демонстрирует рис. 3.

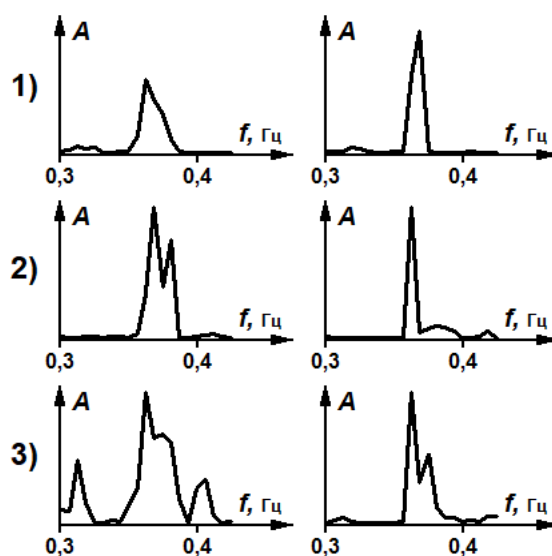


Рис. 3. Спектры динамических рядов (ДР): 1) спектр ДР максимума систолической волны (S), 2) спектр ДР максимума диастолической волны (F), 3) спектр ДР времени SF (см. рис. 1). Слева амплитудный спектр, справа – спектр по методу Ломба-Скаргла

Целесообразным для использования пульсовых сигналов лучевой артерии в задачах медицинской диагностики может явиться их формализация, в том числе, путем создания моделей пульсового сигнала. Для практической реализации имитационного моделирования сигналов в [7] выделено два архетипа пульсовых сигналов, в смысле исходных базовых образцов, отличия от которых в конкретных пульсовых сигналах вызываются физиологическими особенностями организма. При этом проявляется свойство полиаттракции [22] - одна часть сигналов лучше коррелирует с первым архетипом, а другая часть, соответственно со вторым. В указанной работе описывается возможный путь имитационного моделирования фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии. Предложенное разделение на два архетипа позволяет более избирательно подходить к структуре имитационной модели, а разработанная универсальная моделирующая функция позволяет создать единообразие в синтезе моделей пульсовых сигналов.

При решении задач компьютерной диагностики по пульсу на первом этапе необходимо использовать алгоритм выделения периодов пульсового сигнала, или алгоритм периодизации. Алгоритм периодизации – это совокупность различных процедур обработки пульсового сигнала, которые с определенной достоверностью выделяют периоды на сигнале и предшествуют остальным процедурам его анализа. В литературе отсутствует сколько-нибудь развернутые описания алгоритмов периодизации, обладающих практической привлекательностью. Типовая ссылка в этом случае – методы автокорреляции или методы из области разладки. Например, для решения задачи автоматической периодизации случайных временных рядов (СВР) [23], наиболее перспективным считается метод обеляющего фильтра [24], который относится к спектральной полосовой фильтрации. Его центральная идея состоит в критерии минимального информационного рассогласования в метрике Кульбака-Лейблера [25]. Задача в данном случае сводится к проверке сложных гипотез о разладке некоторого (гипотетического) случайного процесса по конечным (малым) выборкам наблюдений [26]. Наиболее актуальной в такой формулировке задачи является проблема выбора и обоснования допустимого уровня (порога) разладки временного ряда в пределах каждого квазипериода. Трудности реализации такого рода алгоритмов заключаются не только в потребности в статистической модели, но и в необходимости сложной параметрической настройки. При недостаточно успешной настройке алгоритм вообще может не работать. Хотя в любом случае для проведения периодизации желательна реперная привязка, например, ориентировочная привязка или во временном исчислении, или в амплитудной статистике. Сложность периодизации пульсовых сигналов иллюстрируют рисунок 4, демонстрирующий разнообразие пульсовых сигналов. На этом рисунке приведены примеры различных типов сигналов: с устойчивой внутрипериодовой формой, со стабильными длительностями периодов, с сильно выраженными флюктуациями, со значительными изменениями длительности периодов, с наличием пропусков ударов, с изменениями амплитуд и формы сигнала и т.д.

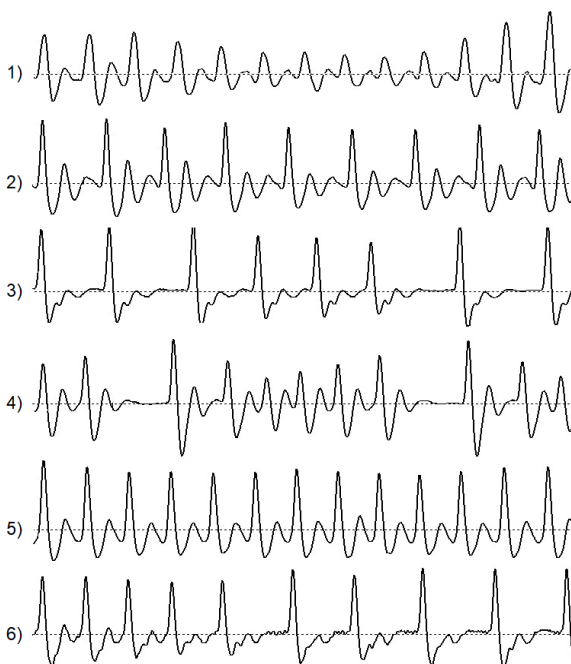


Рис. 4. Примеры пульсовых сигналов лучевой артерии

Для решения задачи периодизации в [27] предложен композитный алгоритм, показавший хорошие результаты при его использовании.

Важнейшим аспектом диагностического использования информации о пульсовом сигнале является превалирование оценок врачей над алгоритмическими вердиктами, особенно в сложных случаях. В этом контексте, для исключения врачебных ошибок можно предложить технологию объективизации экспертных оценок, например, разработанную в [28]. Объективизация экспертных оценок – важная процедура для успешного применения оценок на практике. Этой цели служат стандартные для экспертного оценивания процедуры обработки, например, формирование из оценок отдельных экспертов сбалансированных оценок. Проводимые ранее работы по объективизации экспертных оценок использовались для уточнения выставленных в ранговых шкалах экспертных оценок качества одной группы объектов. Цитируемая работа посвящена обустройству объективизации кластеризации многопараметрических объектов по экспертным оценкам с использованием измеряемых параметров. В ней описываются особенности алгоритмической реализации интерактивной процедуры, позволяющей на основе анализа измеряемых параметров улучшать качество кластеризации многопараметрических объектов по экспертным оценкам. Эта процедура имеет важнейшее значение при создании технологии работы со сложными объектами, которые плохо поддаются полной формализации, и к которым несомненно относится человеческий организм. Разработанная процедура объективизации была использована при создании алгоритмов медицинской диагностики по пульсовым сигналам лучевой артерии на основе субъективной кластеризации формы пульсовых сигналов [29].

В заключение следует сказать, что информативность пульсовых сигналов лучевой артерии позволяет широко использовать их для медицинской диагностики, в том числе на ранних стадиях заболевания.

Литература

1. *Desova A.A., Guchuk V.V., Dorofeyuk A.A.* A new approach to pulse signal rhythmic structure analysis // *Int. J. Biomedical Engineering and Technology*. Vol. 14. 2014, № 2. – P.148-158.
2. *Нестеров В.П., Бурдыгин А.И., Нестеров С.В.* Пульсометрический анализ функционального состояния сердечно-сосудистой системы у человека // *Физиология человека*. Т. 43, 2017, № 6. – С. 54-62.
3. *Михайлов В. М.* Вариабельность ритма сердца. Опыт практического применения. . – Иваново: ИГМА, 2000. – 200 с.
4. *Десова А.А., Гучук В.В., Дорофеюк А.А.* Интеллектуальный анализ характеристик пульсового сигнала лучевой артерии в задачах медицинской диагностики. Научное издание. – М.: ИПУ РАН, 2013. – 120с.
5. *Boronoev, V. V., Garmaev B. Z.* Wavelet-based Detection Method for Physiological Pressure Signal Components // *Proceedings of International Conference on Computer Technologies in Physical and Engineering Applications (ICCTPEA)*, 2014 (<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6893256>).
6. *Boronoev, V. V.; Ompokov V. D.* The Hilbert-Huang Transform for biomedical signals processing // *Proceedings of International Conference on Computer Technologies in Physical and Engineering Applications (ICCTPEA)*, 2014 (<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=68932565>).
7. *Гучук В.В.* Фрагментарное имитационное моделирование пульсового сигнала лучевой артерии // *European science*. 2016, № 12. – С. 85-88.
8. *Анохин П.К.* Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем. – М.: Директ-Медиа, 2008. – 131с.
9. *Desova A.A., Dorofeyuk A.A., Anokhin A.M.* Comparative Analysis of the Clinical Significance of Oscillatory Components in the Rhythmic Structure of Pulse Signal in the Diagnosis of Psychosomatic Disorders in School Age Children // *Human Physiology*. Vol. 43. 2017, № 1. – P. 28-34.
10. *Жуковский В.Д.* Автоматизированная обработка клинических функциональных исследований. – М.: Медицина, 1981. – 230с.
11. *Michael F., Rourke O. and David E. Gallagher.* Pulse wave analysis // *Journal of Hypertension*. Vol. 14. 1996. – P. 67-72.
12. *Hirofumi Tomiyama et al.* Central blood pressure: a powerful predictor of the development of hypertension // *J. Hypertension Research*. 2013. № 36. – P. 19-24.

13. *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*. Vol. 33. 2007, № 5. – P. 567-576.
14. *Halberg F.* Chronobiology // *Annual. Rev. Physiol.* Vol. 31. 1969. – P. 271.
15. *Гучук В.В., Покровская И.В., Дорофеев А.А., Десова А.А.* Интеллектуальный анализ квазипериодических биосигналов в задачах медицинской диагностики (на примере пульсового сигнала) // *Автоматика и телемеханика*. 2018. № 11. – С. 3-15.
16. *Баевский Р.М.* Кибернетический анализ процессов управления сердечным ритмом // *Актуальные проблемы физиологии и патологии кровообращения*. – М.: Медицина. 1976 – С.161-175.
17. *Снежик В.А.* Методологические аспекты анализа variability сердечного ритма в клинической практике // *Медицинские новости*. 2004. № 9. – С. 37-43.
18. 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.* Vol.17. 1996, № 3, – P. 334-381.
19. *Миронова Т.Ф., Миронов В.А.* Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца. – Челябинск.: ЧДП, 1998. – 162с.
20. *Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др.* Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // *Вестник аритмологии*. 2001. № 24. – С. 65-86.
21. *Scargle J. D.* Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data // *Astrophysical Journal*. Vol. 263. 1982, Part 1. – P. 835-853.
22. *Гучук В. В.* Технология объективизации экспертной кластеризации слабо формализуемых объектов / *Вестник УГАТУ*. Т. 18. 2014, № 5. – С. 149-154.
23. *Савченко В.В.* Проверка однородности выборочных данных в задачах спектрального оценивания // *Радиотехника и электроника*. Т. 44. 1999, №1. – С. 65-69.
24. *Савченко В.В.* Различение случайных сигналов в частотной области // *Радиотехника и электроника*. Т. 42. 1997, №4. – С. 426-431.
25. *Кульбак С.* Теория информации и статистика. – М.: Наука, 1967. – 408с.
26. *Jackson J.K.* Medical data management // *Archives of Computer Science*. Vol. 28. 1992, № 5. – P.123-134.
27. *Guchuk V.V.* Composite algorithm for separation of the periods of a pulse signal in medical diagnostics tasks / *Proceedings of the 10th International Conference "Management of Large-Scale System Development" (MLSD)*. Moscow: IEEE Explore Digital Library. 2017. P. 1-4, <http://ieeexplore.ieee.org/document/8109635/>.
28. *Guchuk V.V.* Application of algorithms of objectifying expert clustering of Multiparameter objects in the analysis of big arrays of information // *Advances in Systems Science and Applications*. Vol 18. 2018, № 1. – P. 102-109.
29. *Гучук В. В., Десова А. А., Дорофеев А. А.* Процедура объективизации экспертной классификации характеристик биосигналов для медико-диагностических комплексов // *Датчики и системы*. 2014. № 2. – С. 2–7.