

ПРИКЛАДНАЯ ИНФОРМАТИВНОСТЬ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ ДЛЯ ЗАДАЧ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Гучук В.В

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН,

Россия, г. Москва, ул. Профсоюзная д.65

polma@bk.ru

Аннотация: Описываются характеристики пульсового сигнала лучевой артерии, позволяющие осуществлять эффективную медицинскую диагностику. Выделяются физиологические показатели, наиболее пригодные для осуществления диагностики. 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.

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

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 [1]. 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 [2]. 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 варибельности 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, таких, как место съема сигнала, тип технического устройства (датчика), время измерения, воздействие окружающей обстановки. 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. 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. Проведенные исследования [3] 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. Результаты большого числа исследований, свидетельствующих о диагностической значимости параметров пульсового сигнала, подчёркивают важность разработки методов их автоматического анализа [4]. При исследованиях ритмической структуры пульсовых сигналов большое внимание уделяется изучению так называемых «медленных» колебательных процессов, которые характерны для многих функциональных систем организма человека. При этом наибольшее число исследований касается изучения варибельности сердечного ритма (BCP). При изучении «медленных» волн выделяют выраженные компоненты кривой спектральной плотности динамических рядов, сформированных из отдельных элементов сигнала [5]. 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.

В работе [6] 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 [7], 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. 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.

При использовании спектрального анализа необходимо учитывать 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 величин основного периода представляют собой номерной ряд временных интервалов между соседними периодами. Другими словами, 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 [8], который позволяет осуществить спектральный анализ непосредственно над неравномерно распределенным дискретным сигналом. 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 [9] 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 - 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.

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 [10]. 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 [11].

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. 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.
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. Michael F., Rourke O. and David E. Gallagher. Pulse wave analysis // Journal of Hypertension. Vol. 14. 1996. – P. 67-72.
4. Azargaev L.N., Boronov 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.
5. Снежиков В.А. Методологические аспекты анализа variability сердечного ритма в клинической практике // Медицинские новости. 2004. № 9. – С. 37-43.
6. 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.
7. Миронова Т.Ф., Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца. – Челябинск.: ЧДП, 1998. – 162с.
8. Scargle J. D. Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data // Astrophysical Journal. Vol. 263. 1982, Part 1. – P. 835-853.
9. Гучук В.В. Фрагментарное имитационное моделирование пульсового сигнала лучевой артерии // European science. 2016, № 12. – С. 85-88.
10. 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.
11. 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.