

DOI: <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2022.7.11>

УДК: 51-7:537.86

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ФАЗОВЫХ ПОРТРЕТОВ ПУЛЬСОВЫХ СИГНАЛОВ

В.В. Бороноев, В.Д. Омпоков

Институт физического материаловедения СО РАН
670047, г. Улан-Удэ, ул. Сахьяновой, д.6

Статья поступила в редакцию 14 июня 2022 г.

Аннотация. Для анализа пульсовых сигналов предложено использовать метод фазового представления динамических систем, фазовый портрет которых представляет собой совокупность фазовых траекторий, полученных за некоторый период времени. Обоснована методика количественной оценки показателя интенсивности выброса крови в фазе быстрого изгнания сердечного цикла по пульсограмме. Установлены количественные критерии связи показателя интенсивности выброса при острых и хронических формах заболевания. Проведено исследование фазовых портретов пульсовых сигналов. Показано, что общий контур фазового портрета отражает в основном амплитудные показатели и интенсивность фаз быстрого и медленного изгнания (наполнения пульса). Выявлены основные качественные закономерности пульсовых сигналов различных типов. Введен и экспериментально исследован количественный показатель, характеризующий геометрию фазового портрета и позволяющий дифференцировать пульсы на их соответствие острым или хроническим заболеваниям. Показано, что особенность фазового представления заключается в том, что он в компактной форме отражает динамические свойства наблюдаемой системы. С его помощью можно оценить скоростные характеристики процесса, его стационарность.

Ключевые слова: пульсовой сигнал, фазовый портрет, кардиоцикл.

Автор для переписки: Омпоков Вячеслав Дамдинович, slvd@mail.ru

Введение

Известно, что пульс человека содержит информацию о его функциональном состоянии, которую можно использовать для медицинской диагностики. Характерными особенностями пульсовой диагностики являются экспрессность, высокая информативность, простота и индивидуальный подход к пациенту. Для анализа пульсовых колебаний можно привлечь математический аппарат обработки сигналов, созданный к настоящему времени. Таким образом, пульсовая диагностика, будучи адаптированная к современному уровню технических средств, могла бы стать необходимым дополнительным инструментом для практической медицины и поэтому проблема ее объективизации и автоматизации является актуальной.

1. Постановка задачи

Наиболее сложной задачей при создании компьютеризованных диагностических методик является создание алгоритмов идентификации и классификации пульсограмм, составляющих основу системы принятия решений. Решение этой задачи предполагает создание на основе выделяемых параметров пульсового сигнала количественных и качественных моделей сигналов, относимых к разным нозологическим формам. Одним из методов анализа биомедицинских сигналов является фазовое представление динамических систем [1, 2], так как фазовый портрет, или аттрактор, представляет собой совокупность фазовых траекторий, полученных за некоторый период времени.

Фазовое представление широко используется на практике для анализа различных данных, в т.ч. биомедицинских [3-8]. Утверждается, что частота и амплитуды сердечных сокращений, вместо того чтобы стремиться к гомеостатической стабильности, могут претерпевать значительные флуктуации даже в отсутствие изменения внешних факторов. Такая динамика биологической

системы способствует повышению ее адаптационных и регуляционных возможностей [9].

В исследовании пульсовых сигналов для построения фазовых портретов предлагается использовать метод карт задержки [9]. На графиках, построенных с помощью этого метода, каждая точка соответствует значению некоторой переменной в заданный момент времени, взятому относительно значения той же переменной после фиксированного времени задержки.

Пусть f_k , где $k = 0, \dots, N-1$ – экспериментальная дискретно заданная функция, N – длина реализации. Тогда фазовый портрет, или карта задержки, будет представлять собой двумерный график в координатах (f_k, f_{k-c}) , $k = c, \dots, N-1$, где c – время задержки, заданное в отсчетах [9].

Особенность фазового представления заключается в том, что оно в компактной форме отражает динамические свойства наблюдаемой системы. С его помощью можно оценить скоростные характеристики процесса, его стационарность.

В статье основным объектом для исследований служат пульсовые сигналы, зарегистрированные с лучевых артерий рук пациентов [10-12], диагнозы которых подтверждены стандартными методами функциональной диагностики современной медицины (ЭКГ, УЗИ, холтеровское мониторирование ЭКГ и т.д.).

Полученные данные сгруппированы по нозологическим формам, при этом устранялась или минимизировалась противоречивость данных.

Фазовые портреты длинных реализаций пульсовых сигналов в первую очередь служат для качественной оценки пульсов. Введение количественных показателей при исследовании фазовых портретов позволит определить дополнительный набор объективных критериев для дифференциации и классификации пульсовых сигналов различных нозологий.

2. Методика измерений

Для получения исходных реализаций пульсовых сигналов в цифровой форме использовался автоматизированный пульсодиагностический комплекс (АПДК), разработанный в лаборатории волновой диагностики живых систем Института физического материаловедения СО РАН.

В эксперименте частота дискретизации исходных данных составляла 200 Гц для регистрируемого пульсового сигнала.

Обследования проводились на базе Республиканского клинического госпиталя ветеранов войн МЗ РБ г. Улан-Удэ. Обследуемый располагался лежа на кушетке в удобном положении, и, согласно требованиям подготовки, успокаивал дыхание с тем, чтобы привести пульс в обычное состояние.

3. Критерий классификации пульсов

В процессе клинических пульсометрических исследований было замечено, что существенную информационную нагрузку несет точка, находящаяся в фазе быстрого изгнания между точкой перегиба и точкой максимума сегмента E_m и характеризующая интенсивность этой фазы. Врачи-клиницисты, которые анализировали графическое представление пульсовой волны, охарактеризовали ее как “*точку отрыва касательной*” фазы быстрого изгнания E_m . Для определения координаты и амплитуды этой точки (3б на рис. 1.) был разработан следующий алгоритм.

Сегмент (3-4) пульсовой волны, представленный на рис. 2 (фрагмент рисунка 1) аппроксимируется прямой f_k , которая имеет следующее аналитическое выражение:

$$f_k(x) = b + \operatorname{tg}\beta \cdot (x - a), \quad (1)$$

где a и b – абсцисса и ордината точки перегиба $3a$. Угол β определяется из условия минимизации интеграла

$$\int_{E_m} (f_k - f_{\text{exp}})^2 dx \rightarrow \min, \quad (2)$$

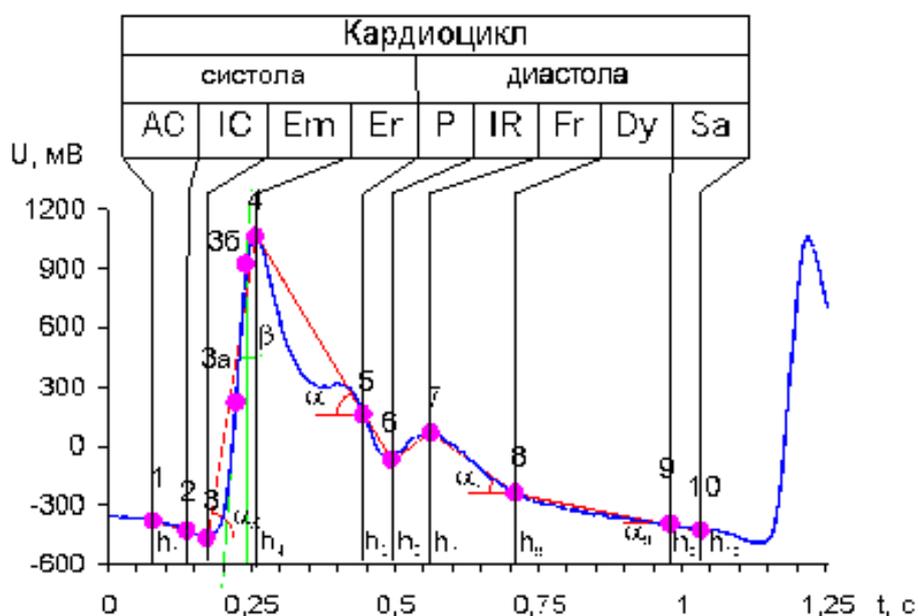


Рис. 1. Метод амплитудно-временного анализа пульсовой волны

где f_{exp} – экспериментальная функция (пульсовой сигнал), Em – интервал интегрирования.

Точка отрыва $3b$ определяется как первая точка, удовлетворяющая следующим условиям:

$$d[3b, f_k(x)] > 0,5 h, 3b \in f_{exp}(x), x_{3b} > a, \quad (3)$$

где h – величина шага квантования, d – расстояние между точкой и прямой (рис. 2). В общем случае выражение для вычисления расстояния между точкой и кривой выглядит следующим образом:

$$d = ((x - a) \cdot \operatorname{tg}\beta - (y - b)) \cdot \cos\beta, \quad (4)$$

где x, y – абсцисса и ордината исследуемой точки, β – угол наклона аппроксимирующей прямой, a, b – координаты точки перегиба $3a$ (см. рис. 2).

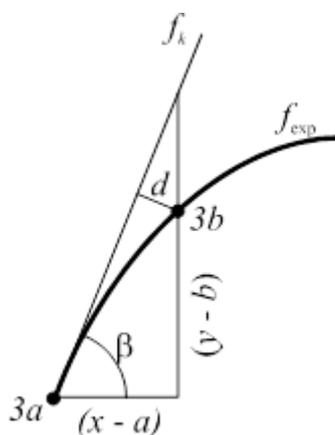


Рис. 2. Метод классификации пульсограмм

Информативным параметром (рис. 1) является отношение абсолютных амплитуд точки 3б, и точки максимума систолической волны 4. Оно служит показателем интенсивности фазы быстрого изгнания крови из левого желудочка.

Выраженное в процентах, это отношение применяется как один из диагностических показателей в задаче классификации острых и хронических заболеваний.

Исследования этого критерия, проведенные для контингента общей численностью 47 человек, включая 27 мужчин и 20 женщин различных возрастов, показали, что он позволяет достаточно хорошо дифференцировать пульсы при острых заболеваниях и пульсы при хронических заболеваниях и нормы. Выяснилось, что показатели нормы различны для мужчин и женщин. Усредненные значения данного показателя для пульсов разных нозологий выглядят следующим образом:

Таблица 1. Показатели нормы и патологии для мужчин и женщин

	<i>Хронические болезни</i>	<i>Норма</i>	<i>Острые болезни</i>
Мужчины, 27 чел.	ниже	84-92 %	выше
Женщины, 20 чел.	ниже	79-89 %	выше

Использование этого критерия в клинической практике связано с проверкой гипотезы о наличии в исследуемом органе или функциональной системе острых или хронических заболеваний.

4. Фазовое представление пульсограмм в задаче классификации острых и хронических заболеваний

Для оценки информационной значимости и возможностей применения фазовых портретов в изучении пульсовой волны были исследованы пульсовые сигналы более 200 человек. Для сигналов, зарегистрированных с руки пациента, строились карты задержки, время задержки Δt принималось равным 50 мс (10 отсчетов при частоте дискретизации 200 Гц). Объем выборки варьировал от 1024 до 16000 отсчетов.

Фазовые портреты, построенные с помощью метода *карт задержки*, хорошо отражают основные характеристики пульсовых сигналов. Отображение характерных точек контура пульсового сигнала на *карте задержки* выражается в перегибах фазовых траекторий, изменении направления движения изображающей точки. Единичные фазовые траектории пульсовых волн при заданных параметрах построения карты задержки топологически сходны с треугольником, при этом изображающая точка движется против часовой стрелки. Вторичные волны, присутствующие в пульсовом сигнале, на фазовом портрете отражаются в виде петель на основной траектории. На рис. 3 приведен пример пульсового сигнала, а) – *карта задержки*, для которой числами 1-10 указаны области отображения соответствующих характерных точек, б) – единичная пульсовая волна с размеченными характерными точками (1-10).

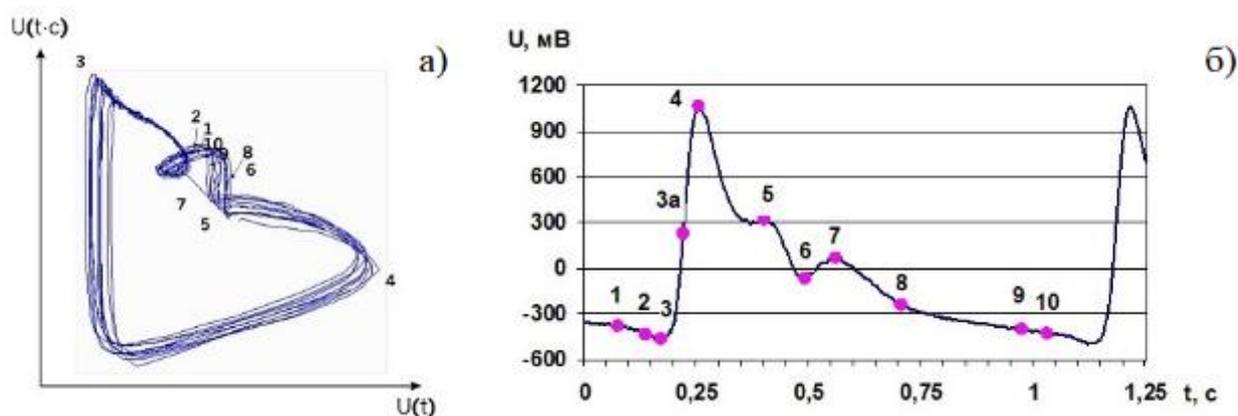


Рис. 3. Пример пульсовой волны и ее фазового портрета

Замкнутость фазовых траекторий, их малый разброс друг относительно друга свидетельствует о близком к периодическому характере пульсовых колебаний. Фазовые траектории в этом случае описывают фигуру, близкую равностороннему треугольнику. Такое поведение особенно характерно для пульсов здоровых людей. На рис. 4 приведен график пульса молодого здорового мужчины 26 лет. На рис. 4а изображена карта задержки ($N = 1024$, $\Delta t = 50$ мс), на рис. 4б показан фрагмент временной развертки пульсового сигнала, включающий несколько периодов пульсограммы.

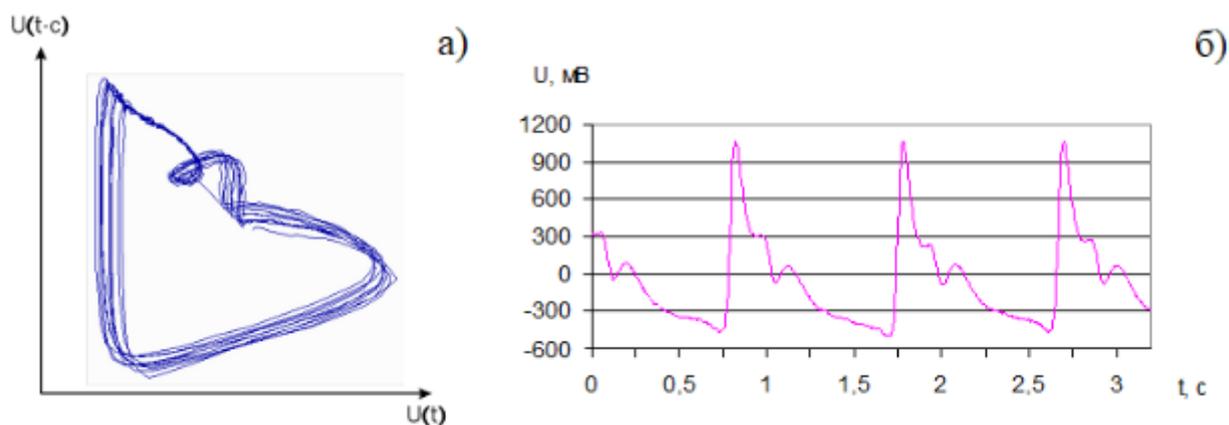


Рис. 4. Пульсовая волна здорового человека и ее фазовый портрет

При наличии серьезных функциональных или органических нарушений изменяются характеристики пульсовых сигналов, соответственно и форма фазовых портретов.

На рис. 5 приведен график пульса мужчины 57 лет, перенесшего инфаркт миокарда. Композиция рисунка соответствует предыдущему рисунку.

На временной развертке пульса (рис. 5б) и на фазовом портрете (рис. 5а) отмечены существенные изменения как формы пульсовой волны, так и контура фазового портрета. Видно, что ввиду некротических изменений миокарда абсолютные показатели кровотока и его интенсивность претерпели значительные изменения, и это находит отражение на фазовом портрете (хроническое заболевание).

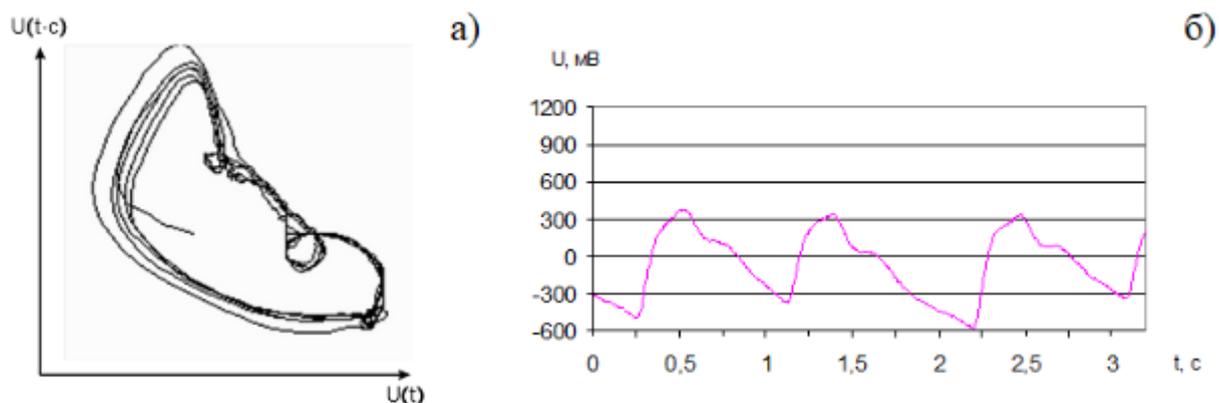


Рис. 5. Пульсовая волна человека, перенесшего инфаркт миокарда и ее фазовый портрет

На рис. 6 приведен график пульса мужчины 58 лет с установленным диагнозом: ишемическая болезнь сердца (ИБС) в фазе обострения (острое

заболевание), гипертония, связанная с хроническим заболеванием почек. ИБС также характеризуется органическими изменениями миокарда, вследствие этого общая картина похожа на последствия инфаркта миокарда.

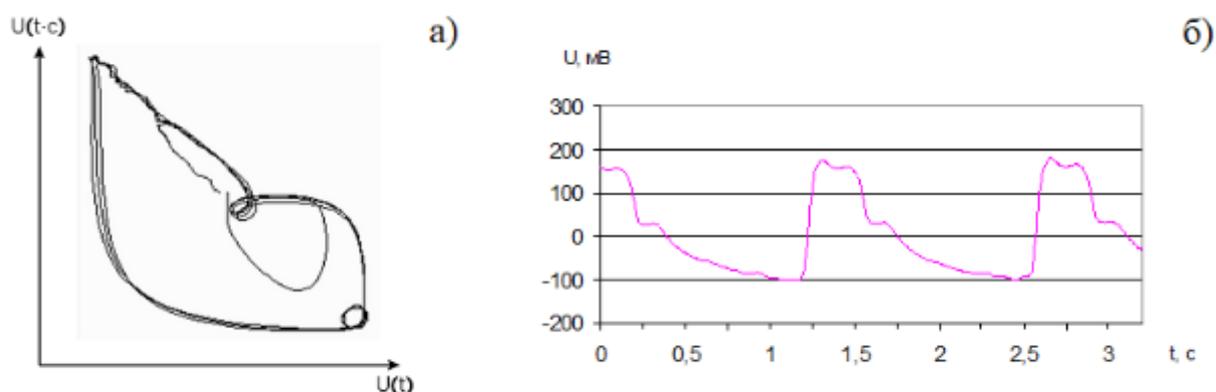


Рис. 6. Пульсовая волна человека при ишемической болезни сердца в фазе обострения и ее фазовый портрет

Наличие дополнительного пика анакротической волны, вызываемого, в том числе, сильным почечным давлением, характеризуется появлением дополнительных петель у основания фазового портрета.

Размытость фазового портрета может свидетельствовать, с одной стороны, о низком качестве зарегистрированного пульсового сигнала вследствие мышечных артефактов либо неправильной установки датчиков, с другой – о наличии значительных нарушений сердечного ритма. Например, на рис. 7 приведен график пульса человека с искусственным клапаном левого желудочка сердца.

На временной развертке пульсового сигнала видна выраженная неравномерность пульса, контуры единичных пульсовых волн существенно отличаются друг от друга по амплитудно-временным показателям. На фазовом портрете такого пульса фазовые траектории располагаются хаотично. Подобные явления наблюдаются и при других серьезных нарушениях сердечного ритма.

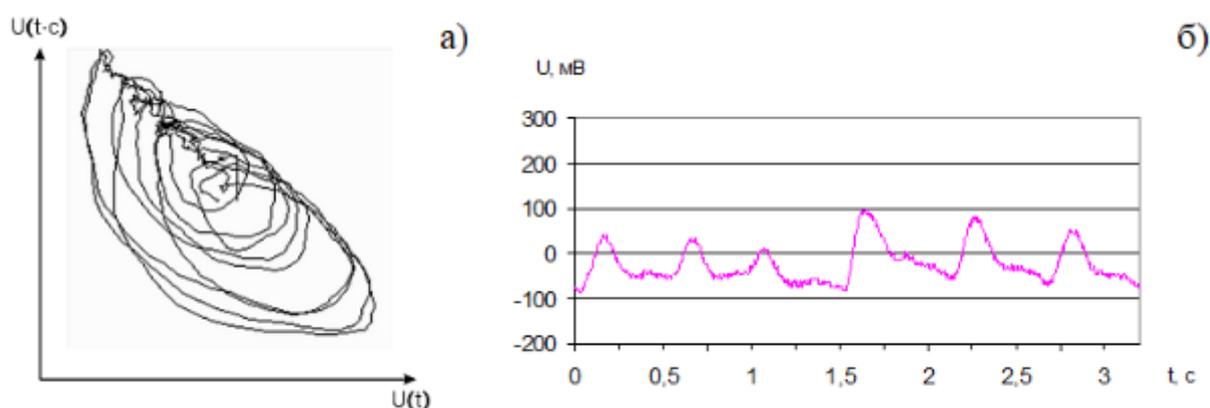


Рис. 7. Пульсовая волна человека с искусственным клапаном левого желудочка сердца

На основе исследования большого числа фазовых портретов разнообразных пульсовых сигналов можно сделать следующие выводы. Общий контур фазового портрета отражает в основном амплитудные показатели и интенсивность фаз быстрого и медленного изгнания E_m и E_r (наполнения пульса). При функциональной норме форма единичных фазовых траекторий, соответствующих одному кардиоциклу, близка к форме равностороннего треугольника. При слабом наполнении пульса, выражающемся в низких амплитудных показателях фаз E_m и E_r , особенно характерном для заболеваний сердечно-сосудистой системы, связанных с некрозом миокарда, фазовые траектории приобретают уплощенную форму. При пульсе, интенсивном в систоле и большим наполнением, изображающая точка карты задержки описывает фигуру, близкую к прямоугольному треугольнику.

Таким образом, на основе анализа фазовых портретов возможно сформулировать геометрический критерий дифференциации пульсов, относящихся к различным нозологическим формам европейской медицины.

Выше показано, что пульсы при острых и хронических заболеваниях различаются в основном интенсивностью фазы быстрого изгнания E_m , для оценки которой был введен количественный показатель. Поскольку форма карты задержки пульсового сигнала значительно зависит от характера фазы E_m , логичным является количественный анализ фазовых портретов пульсов при острых и хронических заболеваниях.

На рис. 8 приведены карты задержки пульсовых сигналов трех человек (количество отсчетов, отображенных на графике, $N = 1024$, $\Delta t = 50$ мс): 1-ый обследуемый – мужчина 26 лет, рост 172 см, вес 67 кг, без выявленных патологий; 2-ой – мужчина 57 лет, рост 179 см, вес 92 кг, перенесенный инфаркт миокарда; 3-ий – мужчина 71 год, рост 166 см, вес 63 кг, гипертензия.

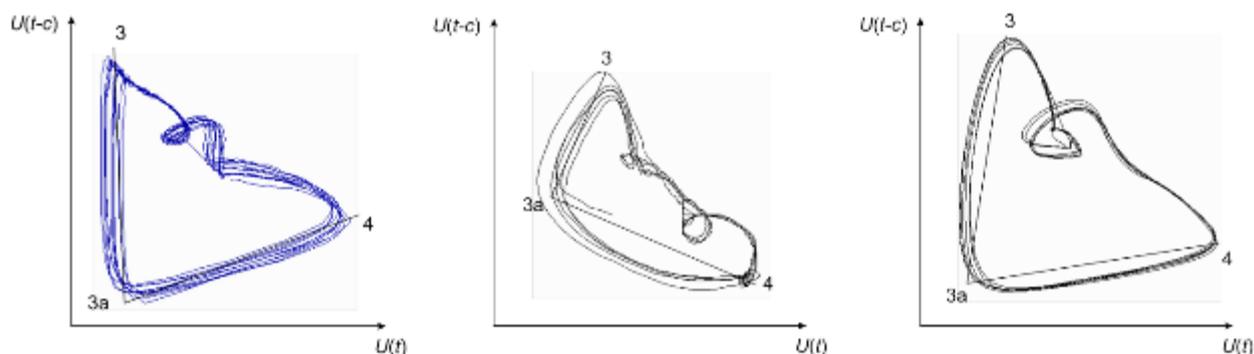


Рис. 8. Фазовые портреты пульсов нормы, при хронических и острых заболеваниях

Для количественной оценки фазовых портретов введен показатель, характеризующий средний угол между отображениями точек 3, 3а и 4 на фазовую плоскость. Эти точки, находящиеся в фазе быстрого изгнания E_m , формируют общий контур фазовых траекторий. Численные эксперименты проводились для того же контингента обследуемых, что и исследования критерия классификации пульсов при острых и хронических заболеваниях. Средние значения данного показателя в радианах и соответствующие стандартные отклонения приведены в таблице 2.

Таблица 2. Количественная оценка фазовых портретов

	<i>Хронические болезни</i>	<i>Норма</i>	<i>Острые болезни</i>
Мужчины	$1,76 \pm 0,27$	$1,22 \pm 0,11$	$1,37 \pm 0,18$
Женщины	$1,79 \pm 0,18$	$1,17 \pm 0,05$	$1,35 \pm 0,11$

По результатам численных экспериментов можно сделать вывод, что на основе этого показателя также возможна дифференциация пульсов различных нозологических форм.

Таким образом, исследован количественный показатель интенсивности фазы быстрого изгнания кардиоцикла, который можно использовать для классификации пульсовых сигналов, относящихся к разным нозологическим формам (острые или хронические заболевания). При этом наблюдается высокая степень соответствия данного показателя и наблюдаемого функционального состояния пациента.

Заключение

1) Разработан количественный метод оценки интенсивности кровотока в фазе быстрого изгнания сердечного цикла по пульсограмме лучевой артерии руки человека. Выявлены основные качественные закономерности пульсовых сигналов различных типов.

2) По результатам экспериментального исследования предложенного метода установлены количественные критерии показателя интенсивности кровотока, характеризующие наличие острых или хронических заболеваний.

3) Введен и экспериментально исследован количественный показатель, характеризующий геометрию фазового портрета и позволяющий дифференцировать пульсы на их соответствие острым или хроническим заболеваниям.

Литература

1. Стрелков С.П. *Введение в теорию колебаний*. Санкт-Петербург, Лань. 2005. 440 с.
2. Хаяси Т. *Нелинейные колебания в физических системах*. Москва, Мир. 1968. 432 с.
3. Куракин В.Г., Куракин П.В. Фазовый портрет рассеянного сгустка заряженных частиц. *Журнал технической физики*. 2018. Т.88. №5. С.795-798.
<https://doi.org/10.21883/JTF.2018.05.45910.2342>

4. Усманова К.Р., Журавлев Ю.И., Рудаков К.В., Стрижов В.В. Аппроксимация фазовой траектории квазипериодических сигналов методом сферической регрессии. *Вестник Московского университета*. 2020. №4. С.40-46.
5. Chikhachev A.S. Dynamics of the Phase Portrait of an Ellipsoidal Charged Bunch in a Nonuniform Magnetic Field. *Journal of Communications Technology and Electronics*. 2017. V.62. №12. P.1408-1413. <https://doi.org/10.1134/S1064226917110031>
6. Минина Е.Н., Файнзильберг Л.С. Анализ функционального состояния сердечно-сосудистой системы по совокупности признаков фазового портрета одноканальной ЭКГ. *Российский кардиологический журнал*. 2015. Т.20. №12. С.7-13. <https://doi.org/10.15829/1560-4071-2015-12-7-13>
7. Басараб М.А., Коннова Н.С., Митрохин В.Н. и др. Диагностика состояний сердечно-сосудистой системы методами нелинейной цифровой обработки сигналов доплеровских измерителей скорости кровотока. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2017. №5. С.3-12.
8. Гришутина Е.А., Баландин В.А. Модель и фазовый портрет Т-зубца ЭКГ при ишемической болезни сердца. *Инновационные технологии в электронике и приборостроении: сборник докладов Российской научно-технической конференции с международным участием Физико-технологического института РТУ МИРЭА*. Москва. 2020. С.269-272.
9. Goldberger A.L., Rigney D.R., West B.J. Chaos and fractals in human physiology. *Sci Am*. 1990. №4. <https://doi.org/10.1038/scientificamerican0290-42>
10. Chun T.Lee, Ling G.Wey. Spectrum analysis of Human Pulse. *IEEE Transmission on Biomedical Engineering*. 1983. №6. P.348-352.
11. Омпоков В.Д., Бороноев В.В. Частотно-временной анализ пульсовых сигналов на основе преобразования Гильберта-Хуанга. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2019. №8. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2019.8.4>

12. Boronoev V.V., Ompokov V.D., Pupyshcheva N.V., Naguslaeva I.V. Variability of the frequency spectrum of a pulse signal under exposure to optical radiation. *Proceedings of SPIE*. 2021. <https://doi.org/10.1117/12.2603256>

Для цитирования:

Бороноев В.В., Омпоков В.Д. Исследование динамики фазовых портретов импульсных сигналов. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2022. №7. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2022.7.11>