

7. Logan B., Healey J. Detection of Atrial Fibrillation for a Long Term Telemonitoring System // Computers in Cardiology. 2005. № 32. PP. 619-622.
8. Linker D.T. Long-Term Monitoring for Detection of Atrial Fibrillation / Patent Application Publication. 2006. P. 498.
9. Tatento K., Glass L. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and RR intervals // Medical & Biological Engineering & Computing. 2001. № 39. PP. 664-671.
10. Cerutti S., Mainardi L.T., Porta A. et al. Analysis of the dynamics of RR interval series for the detection of atrial fibrillation episodes // Computers in Cardiology. 1997. № 24. PP. 77-80.
11. Slocum J., Sahakian A., Swiryn S. Diagnosis of Atrial Fibrillation from Surface Electrocardiograms Based on Computer-detected Atrial Activity // Journal of Electrocardiology. 1992. № 25. PP. 1-8.
12. Schmidt R., Harris M., Novac D. et al. Atrial Fibrillation Detection / Patent Cooperation Treaty. 2008. P. 731.
13. Babaeizadeh S., Gregg R., Helfenbein E. et al. Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring // Journal of Electrocardiology. 2009. № 42. PP. 522-526.
14. Couceiro R., Carvalho P., Henriques J. et al. Detection of Atrial Fibrillation using model-based ECG analysis / 19th International Conference on Pattern Recognition. 2008. PP. 1-5.

Светлана Валерьевна Моторина,
аспирант,
кафедра биотехнических систем,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина),
инженер,
отдел медицинских информационных систем,
ФГБУ «Национальный медицинский
исследовательский центр им. В.А. Алмазова»
Минздрава России,
Александр Николаевич Калинин,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра биотехнических систем,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина),
г. С.-Петербург,
e-mail: ank-bs@yandex.ru

Г.М. Алдонин, А.В. Солдатов, В.В. Черепанов

Вейвлет-анализ сигналов электрической активности сердца

Аннотация

Актуальной задачей мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) является создание эффективных алгоритмов компьютерных технологий обработки электрокардиосигнала (ЭКС) на основе нелинейного динамического анализа. Модель ЭКС можно представить как электрическое возмущение в ПНСС в виде композиции из разновеликих солитонов с учетом вектора их поляризации по направлению основных ветвей проводящей нервной сети сердца (ПНСС). Детальная информация об электрической активности всех разделов четырехкамерного сердца заключена в самоподобной фрактальной масштабно-инвариантной структуре ПНСС. С помощью вейвлет-преобразования можно выявить структуру процесса возбуждения сегментов ПНСС как систему локальных экстремумов вейвлет-диаграммы ЭКС. Вейвлет-спектр электрокардиосигнала (ЭКС) имеет фрактальную структуру в виде самоподобных волн со скейлингом $1/f$, каждая из которых отражает прохождение возбуждения по соответствующему сегменту проводящей нервной сети сердца. Вейвлет-представления сигнала ЭКС могут быть использованы в качестве инструмента для обнаружения и визуализации на мониторе по скелетным функциям вейвлет-преобразования ЭКС различных сердечно-сосудистых заболеваний сердца.

Введение

Средства мониторинга сердечно-сосудистой системы (ССС) до сих пор используют преимущественно феноменологические подходы в диагностике, игнорируя зачастую и физическую, и физиологическую природу получаемой из биосигналов информации, в сложной квазихаотической форме которых отражается динамика биопроцессов. Для диагностики ССС актуальна необходимость разработки адекватных нелинейных моделей и методики фрактального структурного анализа ПНСС. Установлена важная связь «систем коммуникации» организма со структурной организацией биосигналов, их организация в виде самоподобных фрактальных биосистем, ветвящихся со скейлингом $1/f$ [1]. Примеры подобных структур – нервная и сосудистая системы сердца.

Методы решения задачи

Получение детальной информации об электрической активности всех разделов четырехкамерного сердца при процессах возбуждения по всем сегментам проводящей нервной сети сердца возможно при учете нелинейного характера процессов в них и самоподобной масштабно-инвариантной фрактальности структуры ПНСС, ветвящейся со скейлингом $1/f$, в которой формируются ЭКС и его Фурье-спектр также вида $1/f$.

Таким образом, в строении нервной системы сердца фрактальность в структуре нейронных сетей отражается в форме ЭКС и его спектре (рис. 1а, б). Частота и мощность электрофлуктуаций соответствуют топологии системы: максимальные флуктуации от больших ветвей русла к гармонически уменьшающимся по длине и возрастающим по частоте и в той же зависимости падающим по мощности флуктуациям дробящегося по закону Фибоначчи потока, что объясняет формирование гармонического Фурье-спектра ЭКС вида $1/f$ (рис. 1б).

Германом Гельмгольцем с учениками еще в 1850 году установлены форма нервного импульса и его распространение в виде уединенной волны колоколообразной формы, подобной частице, движущейся с постоянной скоростью (примерно 30 м/с) [2]. В современном понимании это является типичным примером солитона – автоволны в активной среде с восстановлением, т. е. возбуждение от водителя ритма сердца распространяется по ПНСС в виде одиночных волн, или солитонов:

$$S_i(x, t_i) = u_i ch^{-2}[(x - ct_i) / \Delta]; \quad ch = e^z + e^{-z} / 2;$$

$$c = u_i / 3; \quad \Delta = (12 / u_i)^{1/2}, \quad (1)$$

где u_i – амплитуда возбуждения; $i = 1, \dots, n$; n – число ветвей ПНСС.

Волна возбуждения распространяется от водителя ритма вначале в правое и затем в левое предсердие, достигая атрио-вентрикулярного узла. Затем волна распространяется по межжелудочковой перегородке через пучок Гиса, проходит по правой и левой ножкам пучка Гиса и разветвляется по волокнам Пуркинье на миокарде левого и правого желудочков, вызывая их сокращение [3].

Исходя из опытов Гельмгольца, модель ЭКС в виде электрического возбуждения в ПНСС можно представить как композицию из разновеликих солитонов с учетом направления вектора поляризации в основных ветвях ПНСС (рис. 2).

Соответственно математически волны возбуждения имеют вид

$$U(x, t) = S_1(t_1) + S_2(t_2) + S_3(t_3) + S_4(t_4) + S_5(t_5) + S_6(t_6) + S_7(t_7) + S_8(t_8), \quad (2)$$

где $S_i(t_i)$ – солитон во время t_i (рис. 1б); $U(x, t)$ – результирующий биопотенциал ЭКС.

$$U(t) = e^{-\left(\frac{t-T}{1000}\right)^2} \cdot \frac{1}{2\left(\frac{5}{1000}\right)^2};$$

$$U_{x(t)} = \sum_i [U(t)_i \cdot x_i \cdot u_i];$$

$$U_{y(t)} = \sum_i [U(t)_i \cdot y_i \cdot u_i], \quad (3)$$

где $i = 0, 1 \dots 10$; $y = \sin(\varphi)$; $x = \cos(\varphi)$.

При этом важно отметить изменение направления вектора поляризации в сегментах ПНСС.

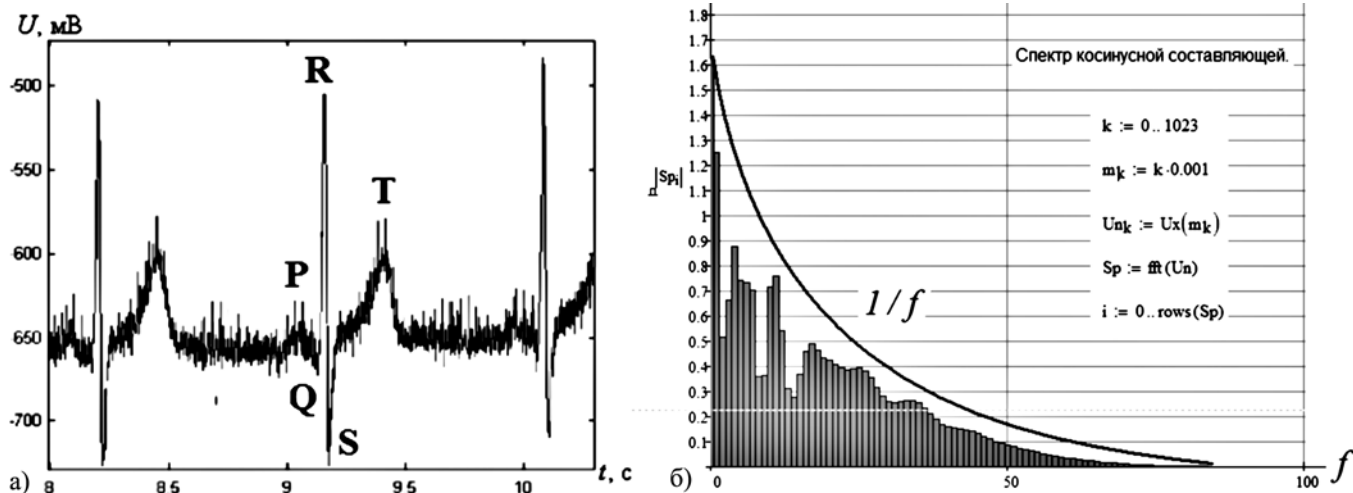


Рис. 1. Экспериментальный электрокардиосигнал (а) и его Фурье-спектр ЭКС (б)

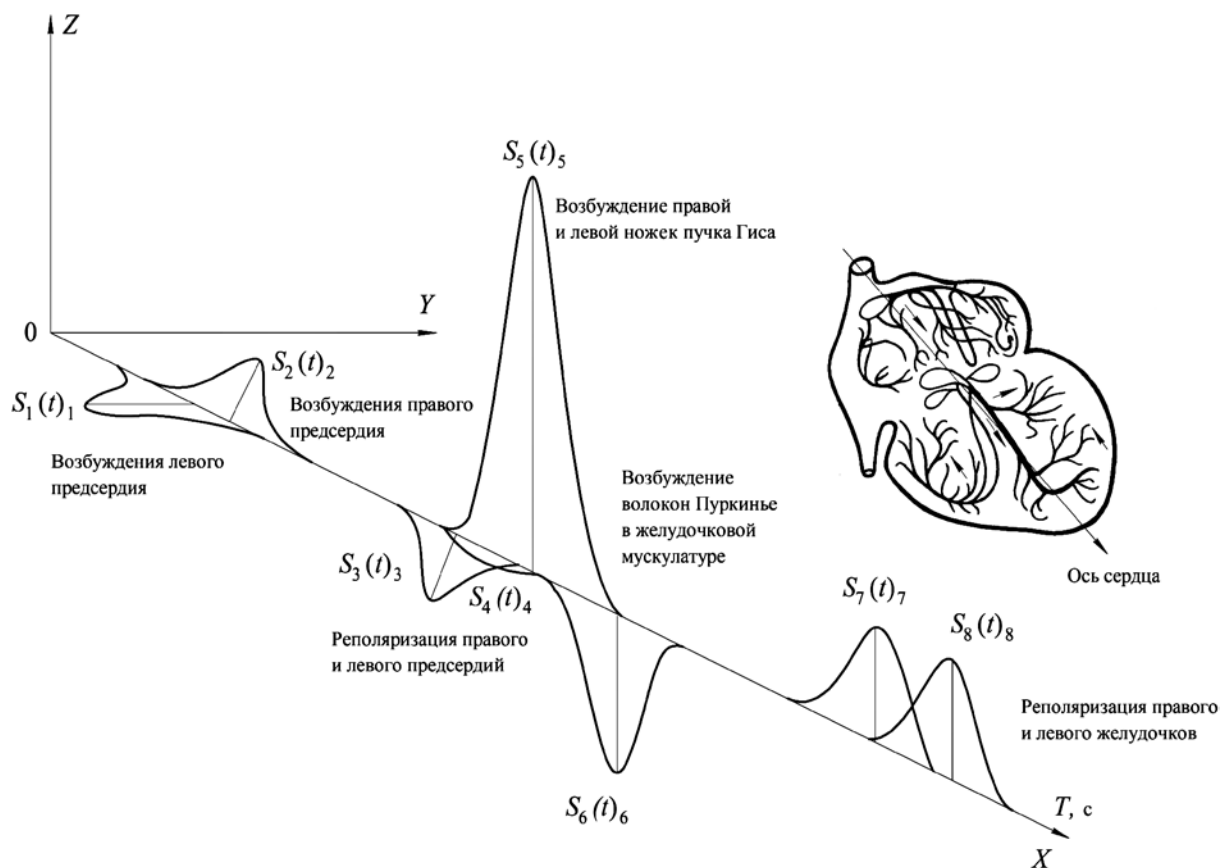


Рис. 2. Поляризация солитонов ЭКС в ПНСС

Для синтеза нарушений в ПНСС с помощью пакета Mathcad разработана автоволновая модель ЭКС. Задавая параметры модели (табл. 1), представим ЭКС в двумерном виде (рис. 3).

В табл. 1 u_i – амплитуда возбуждения; $i = 1, \dots, n$; n – число ветвей ПНСС.

Для анализа таких сигналов нужен метод, способный обеспечить хорошее разрешение и по частоте, и по времени. Этим требованиям соответствует аппарат вейвлет-анализа. Поскольку биосигналы имеют в основном солитоноподобный вид, целесообразно использовать в качестве материнского вейвлета вейвлет-функции на основе производных функции Гаусса [4].

С целью реализации вейвлет-интроскопии ПНСС при мониторинге сердечно-сосудистой деятельности (ССД) разработан аппаратно-программный комплекс на базе рекордера МКМ-11.

Накопленные в рекордере записи ЭКС и фотоплетизмограммы (ФПГ) через беспроводной канал связи Bluetooth поступают на смартфон, где подвергаются обработке с целью определения показателей сердечно-сосудистой деятельности (ССД) в режиме on-line [5], [6]. В программное обеспечение АПК на базе рекордера МКМ-11 встроены модули ВСР-диагностики по кардиоритму и структурного вейвлет-анализа, где происходит обработка с целью определения показателей ССД, в том числе выявления латентной ЭКГ и состояния ПНСС.

Обсуждение полученных результатов

Вейвлет-спектр ЭКС имеет фрактальную структуру в виде самоподобных волн со скейлингом $1/f$, каждая из которых отражает прохождение возбуждения по соответствующему сегменту проводящей сети сердца [7]. С помощью вейвлет-преобразования можно выявить структуру процесса возбуждения ПНСС как картину линий локальных экстремумов вейвлет-диаграммы. Например, отображение латентной структуры Р-волны и R-зубца электрокардосигнала на основе вейвлет-преобразования отражает амплитудно-фазово-пространственное прохождение возбуждения по сегментам проводящей сети сердца в виде соответствующих волн вейвлет-спектра.

В медицинской практике в настоящее время игнорируется сложный характер Р-волны, QRS-комплекса и Т-волны. Вейвлет-преобразование дает частотную и временную информацию по ЭКС, позволяя обнаруживать волны возбуждения левого и правого предсердий, волны в миокарде левого и правого желудочков и сложный характер реполяризации ПНСС в фазе Т-волны.

Вейвлет-преобразование ЭКС является адекватным пространственно-временным отображением фаз и амплитуд возбуждения в ПНСС. Сопоставляя узлы ПНСС и соответствующие по фазе и времени волны спектра вейвлет-диаграммы, можно получить латентную электрокардиограмму (ЭКГ), ото-

Таблица 1

Параметры автоволновой модели ЭКС

T_i	φ_i	s_i	u_i	Описание
65	0	10	0,2	Правое предсердие (возбуждение)
90	40	10	0,2	Левое предсердие (возбуждение)
175	0	8	-0,2	Правое предсердие (реполяризация)
177	40	8	-0,2	Левое предсердие (реполяризация)
180	0	7	1,35	Возбуждение пучка Гиса
185	80	5	0,1	Задняя ветвь левой ножки, сеть волокон Пуркинье
201	170	11	0,15	Левая ножка, сеть волокон Пуркинье (возбуждение)
190	-170	5	0,15	Правая ножка, сеть волокон Пуркинье (возбуждение)
300	80	25	0,4	Задняя ветвь левой ножки (реполяризация)
370	-170	20	-0,25	Левая ножка (реполяризация)
350	170	25	-0,25	Правая ножка (реполяризация)

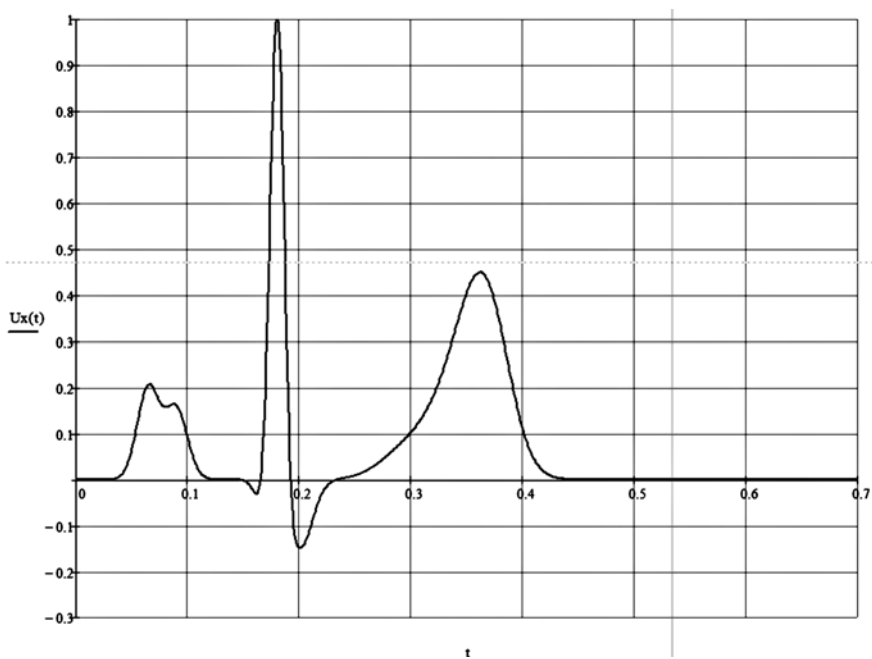


Рис. 3. Автоволновая модель ЭКС

бражающую весь процесс прохождения возбуждения от пейсмейкера в виде солитонов по всем сегментам ПНСС [8].

Структура Р-волны наблюдается как сумма отдельных волн левого и правого предсердий (рис. 4) и отражает истинное распространение возбуждения по миокарду левого и правого желудочков. На рис. 4 обозначено время возникновения QRS-комплекса и конкретно R-зубца. QRS-комплекс отображает волну возбуждения, распространяющуюся по желудочкам в разных направлениях и в разные моменты времени, при этом на ЭКГ формируются зубцы Q, R и S.

На обычной ЭКГ невозможно отразить конкретное формирование R-зубца, а именно распространение возбуждения по миокарду левого и правого желудочков. Вейвлет-преобразование отражает фазы формирования R-зубца и смену направления возбуждения от межжелудочковой перегородки на обратное к волокнам Пуркинью, охватывающим левый и правый желудочки.

Фаза реполяризации предсердий происходит в период деполяризации желудочков, вследствие чего реполяризация предсердий на электрокардиограмме не выявляется, она поглощается комплексом, отражающим деполяризацию желудочков. Волна T (рис. 4) характеризует процесс реполяризации (возвращение желудочков к исходному состоянию), на вейвлет-преобразовании отражается последовательность реполяризации левого и правого желудочков. С помощью вейвлет-данных можно отображать на мониторе ПК весь процесс прохождения сигнала от пейсмейкера по ветвлениям проводящей сети сердца.

Заключение

Все элементы вейвлет-диаграммы отображают структуру процессов, происходящих в проводящей системе сердца, фазовые и амплитудные отношения во всех разделах четырехкамерного сердца. Вейвлет-представления сигнала ЭКС могут быть использованы в качестве инструмента для обнаружения и визуализации на мониторе по скелетным функциям вейвлет-преобразования ЭКС различных сердечно-сосудистых заболеваний сердца. В то же время интерпретация отображения электрокардиосигнала в вейвлет-диаграмме требует более детальных исследований, особенно при выявлении патологий.

Список литературы:

1. Алдонин Г.М. Робастность в природе и технике. – М.: Радио и связь, 2003. С. 336.
2. Гельмгольц Г. Скорость распространения нервного возбуждения. – М.: ГИЗ, 1923. С. 90.
3. Зудбинов Ю.И. Азбука ЭКГ // Феникс. 2003. № 3. С. 8.
4. Алдонин Г.М. Нелинейные динамические модели и структурный анализ проводящей системы сердца // Успехи современной радиоэлектроники. 2012. № 9. С. 46-50.
5. Алдонин Г.М., Черепанов В.В., Ярыгина О.Л. Самоорганизация в системе связанных нелинейных осцилляторов // Радиотехника. 2013. № 6. С. 50-54.
6. Алдонин Г.М. Автономный мониторинг комплекса параметров сердечно-сосудистой системы // Медицинская техника. 2012. № 6. С. 14-18.
7. Aldonin G.M. Autonomous Monitoring of the Main Set of Parameters of the Cardiovascular System // Biomedical Engineering. 2013. Vol. 46. № 1. PP. 232-236.
8. Aldonin G.M., Soldatov A.V., Popov A.S. Structural Topological Analysis of Cardiac Conduction System // Journal of Siberian Federal University. Engineering & Technologies. 2014. Vol. 7. № 1. PP. 853-856.

Геннадий Михайлович Алдонин,
д-р техн. наук, профессор,
Александр Викторович Солдатов,
аспирант,
Василий Викторович Черепанов,
аспирант,
кафедра «Приборостроение и наноэлектроника»,
Институт инженерной физики
и радиоэлектроники
ФГАОУ ВО «Сибирский
федеральный университет»,
г. Красноярск,
e-mail: anvl1n@inbox.ru

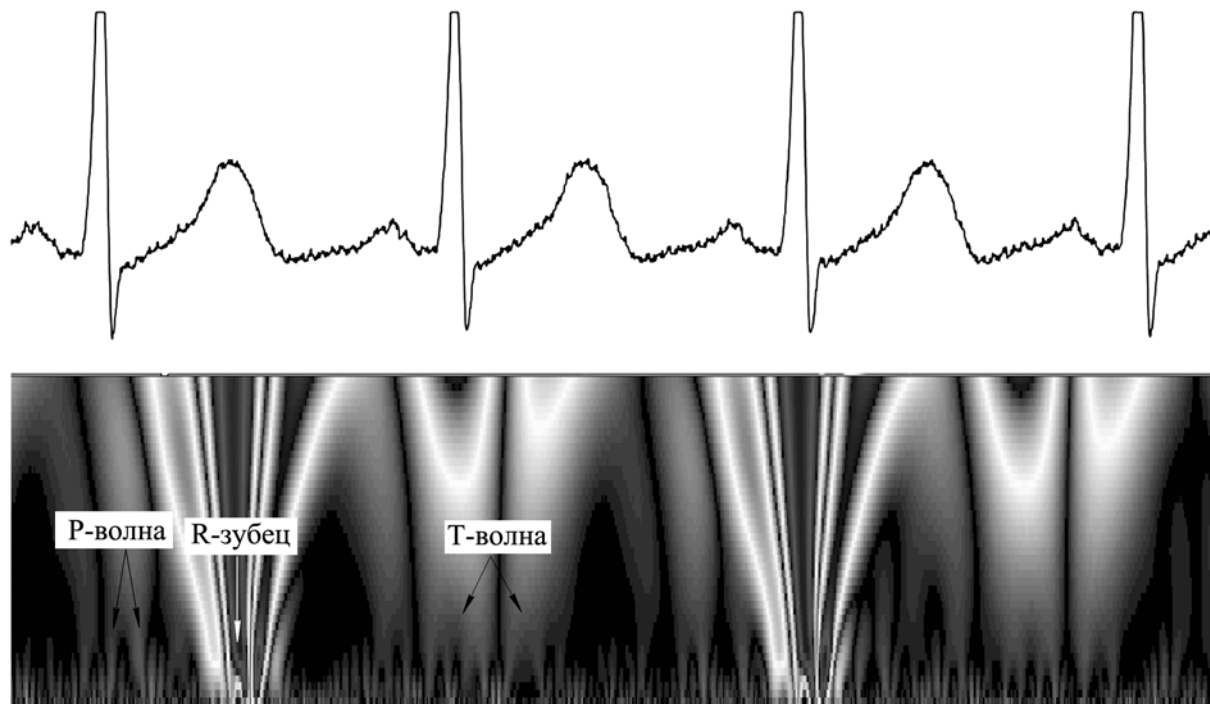


Рис. 4. Вейвлет-отображение Р-волны, R-зубца и T-волны