

ЭКГ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ: ОТ ДЕЙСТВИТЕЛЬНОГО К ВОЗМОЖНОМУ

Латфуллин И.А.¹, Ким З.Ф.^{2*}, Тептин Г.М.³, Мамедова Л.Э.³

МУЗ “ГБСМП-1”¹; Казанский государственный медицинский университет²; Казанский государственный университет³, Казань

Резюме

Цель работы — исследование количественных характеристик поздних потенциалов желудочков (ППЖ) у больных ИБС. 104 больным с различными вариантами ИБС проводили исследование ППЖ на 3, 7, 14 сутки госпитализации в отделении неотложной кардиологии. Контрольная группа представлена 49 условно здоровыми волонтерами.

Для подавляющего большинства записей с ППЖ и их спектров амплитуды распределены согласно гауссова закона распределения случайных величин. Дополнительно была исследована кратковременная и длительная динамика параметров ППЖ. При проведении частотно-временного анализа записей ППЖ для каждого сигнала вычислялись вейвлет-спектр и модуль комплексного спектра. Для обоих показателей оценивали кратковременную и длительную динамику. С целью выделения диапазона частот высокой корреляции при сопоставлении пар отведений был применен метод кросс-вейвлет анализа спектров ППЖ.

Ключевые слова: электрокардиография высокого разрешения, поздние потенциалы желудочков, кросс-вейвлет анализ спектров.

Последние два десятилетия ознаменовались значительными успехами в лечении ишемической болезни сердца (ИБС) и, в то же время, вопросы диагностики возможных ранних проявлений этого заболевания, особенно природы различных нарушений ритма, в первую очередь, на превентивном этапе, остаются загадкой практического здравоохранения. Отсюда важной задачей кардиолога является своевременная ранняя диагностика электрической нестабильности миокарда, ее последующая коррекция (лечение) и вторичная профилактика.

Современный врач-интернист/кардиолог использует достаточно информативные неинвазивные методы инструментальной диагностики, позволяющие оценить метаболические и перфузионные изменения кардиомиоцитов: нагрузочные ЭКГ — пробы, стресс-эхокардиография, электрокардиография высокого разрешения (ЭКГ ВР), исследование variability сердечного ритма (ВСР), дисперсии QT и пр. Однако клиника всегда полна сюрпризов. Так, в 70-е гг. XX века E. Berbari et al., L. Fontain et al., анализируя запись с эпи- и эндокардиальных электродов, обнаружили замедленную желудочковую электрическую активность, предшествующую появлению желудочковых тахикардий [15]. В последующих работах [16] был выявлен феномен фрагментированной активности желудочков, названный поздними потенциалами (ППЖ). ППЖ — это низкоамплитудные высокочастотные сигналы, которые регистрируются в конечной части комплекса QRS и начальном отделе сегмента ST и отражают процессы замедленного проведения электрического сигнала в миокарде, т.н. “потенциалы замедленной деполяризации миокарда” [10].

В настоящее время установлено, что субстратом возникновения и регистрации ППЖ служат электрофизи-

ологическая и анатомическая неоднородность миокарда, когда здоровые кардиомиоциты перемежаются с ишемизированными или участками некроза и фиброза. Замедленная фрагментированная активность желудочков возникает при нарушении естественной параллельной ориентации миокардиальных волокон и разделении участков жизнеспособного миокарда соединительной тканью [Garan Hetal, 1988]. Появление ППЖ в отсутствие очаговых изменений миокарда можно объяснить неомогенностью электрофизиологических свойств миокарда вследствие неравномерных функциональных изменений кардиомиоцитов в условиях острой или хронической ишемии [Kurz R.W., 1994]. Кроме того, патогенетическим субстратом появления ППЖ могут быть микроочаги некроза и фиброза, возникающие в сердечной мышце на фоне повторных обострений длительно текущей ИБС. Подобные условия приводят к задержке и фрагментации электрических сигналов, замедлению распространения деполяризации, появлению поздней или следовой активности желудочков. Наличие зон задержанной желудочковой деполяризации способствует возникновению феномена “re-entry”, являющегося основной причиной злокачественных желудочковых нарушений ритма. Таким образом, ППЖ можно рассматривать в качестве неинвазивного маркера (еще один метод!) анатомо-электрофизиологического субстрата аритмогенеза [9, 12].

Для замедленных (фрагментированных) электрических сигналов характерны их малая продолжительность (40-180 мс), малая амплитуда (5-20 мкВ) и высокая частота (25-50 Гц) [1, 3]. На обычной электрокардиограмме сигналы с подобными параметрами для анализа недоступны, необходимы усиление и фильтрация высокочастотного сигнала ЭКГ, т. е. ЭКГ высокого разрешения — ЭКГ ВР [1].

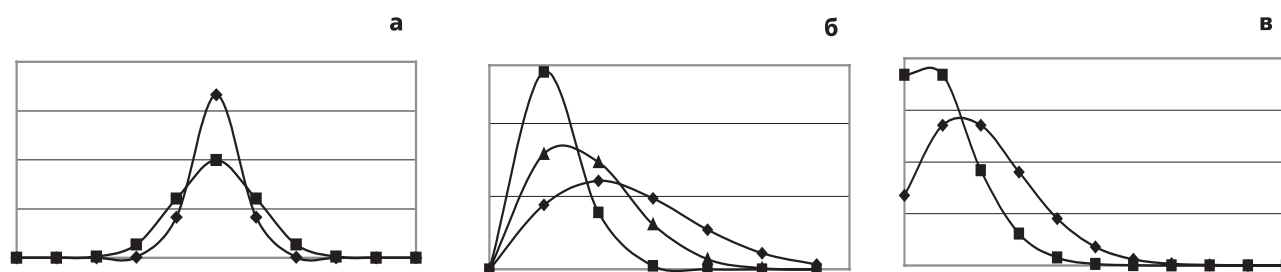


Рис. 1. Возможные виды распределений случайных величин: а — гауссово, б — релеевское, в — пуассоновское (ось ординат — вероятность, ось абсцисс — амплитуда сигнала). Различие распределений для каждого вида обусловлено величиной дисперсии для гауссова и релеевского распределений, а для пуассоновского — параметром λ . (количество сигналов, регистрируемых в единицу времени).

Обработка данных, полученных электрокардиографией ВР, предполагает усреднение кардиосигналов либо последовательный анализ комплексов. Наибольшее распространение получил метод временного усреднения сигналов, при котором производят суммирование нескольких сотен последовательных кардиоциклов [2]. Преимуществом данного варианта усреднения ЭКГ ВР является возможность выделения сигнала из шума (стабилизировать ППЖ, выделив их от случайных шумов).

Однако метод обладает существенными недостатками: при непостоянных характеристиках ППЖ (продолжительность, конфигурация, периодичность возникновения) высока вероятность сглаживания сигналов высокой частоты; возможны искажения сигнала шумом фильтров и других внешних источников; у пациентов с нарушениями внутрижелудочковой проводимости деформированный и уширенный комплекс QRS может скрывать, маскировать поздние потенциалы [1].

Второй вариант усреднения — пространственное — подразумевает одномоментную регистрацию нескольких (4–16) ЭКГ с помощью большого числа близко расположенных друг от друга пар электродов. Последующее суммирование нескольких потенциалов приводит к усилению идентичных и уменьшению случайных сигналов [1, 3]. Временное усреднение сигнала создает статистическую картину сердечной деятельности, однако работающее сердце — динамическая система со стохастическими параметрами, состояние которой должно оцениваться по электромагнитным характеристикам в каждый момент времени [8]. Этим требованиям удовлетворяет методика последовательного анализа комплексов “от удара к удару” (“bit-to-bit”) [12], которая позволяет оценить динамичность появления и вариабельность параметров ППЖ от сокращения к сокращению. Исследования необходимо проводить в экранированном помещении, максимально снизив уровень шума, что позволяет максимально устранить помехи, но затраты на оборудование ограничивают их практическое применение [1].

Исходя из представленных замечаний, исследова-

тели обратили внимание на спектральный анализ ЭКГ ВР. Эта методика позволяет расширить диагностические возможности и имеет ряд очевидных преимуществ: нивелировано негативное влияние фонового шума и шума фильтра, нет необходимости в экранированных помещениях, возможность включить в исследование пациентов с блокадами ножек пучка Гиса [13, 14, 17, 18, 21]; кроме того, на результаты не влияет локализация ОИМ [12].

Спектральный анализ кардиосигналов впервые был предложен Cain M. et al. Авторы применили быстрое преобразование Фурье с разложением сигнала ЭКГ на составные синусоиды с различной частотой и амплитудой [12], что позволяет оценить спектральную плотность мощности составляющих кардиосигнала. Затем обнаружилось, что у пациентов с желудочковой тахикардией (ЖТ) преобладают высокочастотные компоненты, характерные для ППЖ [12]. Следовательно, выявление высокочастотного содержания спектра может свидетельствовать о существовании условий для фрагментирования электрической активности желудочков и развития нарушений ритма. И все же, и этот метод не лишен недостатков: для анализа используется не непрерывная запись ЭКГ, а короткие интервалы (т.н. временное “окно”), т.е. только часть комплекса QRS, что может несколько ослаблять исследуемый сигнал. Кроме того, разрешения по частоте и по времени не постоянны, переменны [12] и, в целом, методика дает частотную картину сигнала, усредненную по времени, что не позволяет наблюдать изменение сигнала со временем [11].

Очевидно, более перспективен метод анализа частотных характеристик ППЖ без сигнал-усреднения [11]. В этих работах используется методика спектрального анализа ППЖ — вейвлет-преобразование (Wavelet-transform) для составления частотно-временной карты сигнала (wavelet — маленькая, короткая волна, всплеск — англ.), что позволяет без усреднения сигнала по большому количеству кардиоциклов получать регистрацию ППЖ и анализировать их современными радиофизическими методами [4, 6, 7]. Метод предполагает точное исследование колебательных процессов различной периодичности, обес-

печивает двумерную развертку исследуемого одномерного сигнала, при этом частота и координата рассматриваются как независимые переменные. Такое “подробное” изучение сигнала позволяет “увидеть и лес, и деревья” [20]. От преобразования Фурье вейвлет-преобразование отличается тем, что операция умножения на “окно” содержится в самой базисной функции, при этом происходит адаптация “окна” к сигналу, что при изменении масштаба позволяет более точно, чем на самом спектре, выделить частоты с наибольшей амплитудой [11].

Большинство современных работ по данному вопросу рассматривают лишь обнаружения ППЖ и дальнейшие статистические исследования. Такие работы носят описательный характер и не имеют количественных критериев, поэтому и возникает необходимость в разработке новой методики регистрации и анализа низкоамплитудных кардиосигналов, помогающей осуществлять раннюю диагностику электрической нестабильности сердца — существенного фактора прогноза сердечно-сосудистых заболеваний.

Детальное изучение исследований, в основном проводившихся по методике сигнала усредненной электрокардиографии, показали, что низкоамплитудные сигналы ППЖ имеют шумовой характер, и потому для их анализа необходимо применять хорошо развитые в радиофизике методы анализа шумов.

Цель — исследование количественных характеристик ППЖ у больных ИБС.

Материал и методы

Группу исследования составили 104 больных (46–83 лет) различными вариантами ИБС, госпитализированных в отделение неотложной кардиологии БСМП в связи с дестабилизацией состояния. Всем пациентам проводили исследование ППЖ, используя предложенный нами метод записи ЭКГ без временного и пространственного усреднения сигнала [4, 6–8]. Регистрацию и анализ ЭКГ проводили на компьютерном кардиографе при поступлении больного в стационар, а также на 3, 7, 14 сутки госпитализации.

Контрольная группа представлена 49 условно здоровыми волонтерами в возрасте 18–65 лет.

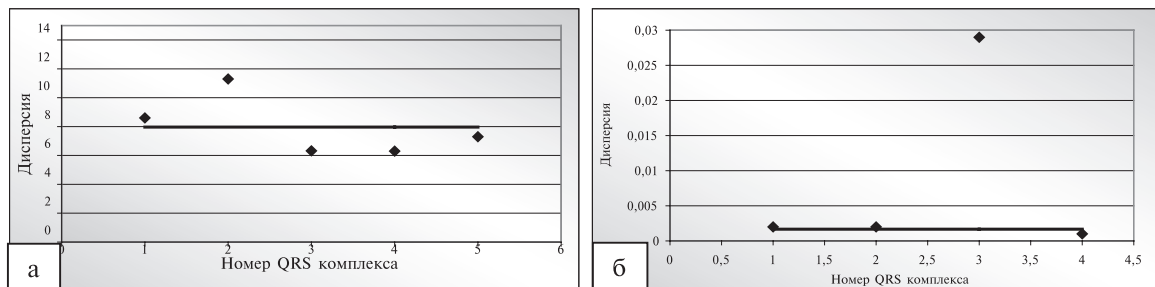


Рис. 3. Пример кратковременной динамики параметров распределения ППЖ в группе условно здоровых (а) и у больного с повторным ОИМ без зубца Q на 3 сутки заболевания (б). Точками обозначена дисперсия, рассчитанная для каждого последовательного QRS комплекса, прямой линией — рассчитанное среднее арифметическое.

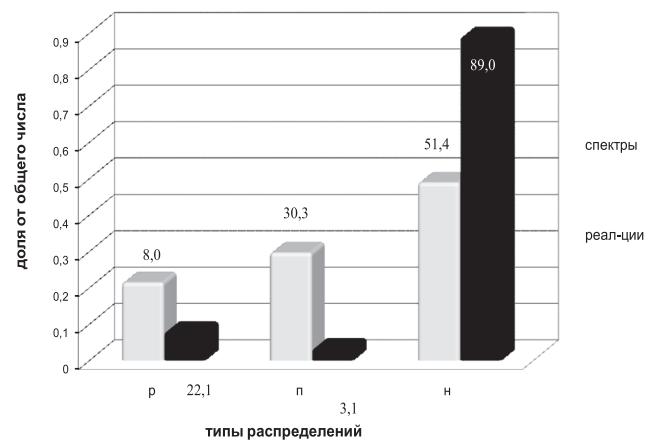


Рис. 2. Полученные виды распределения спектров и количества реализаций (в %) (р — релеевское, п — пуассоновское, н — нормальное распределения).

Для выявления ППЖ применяли следующие критерии [5]:

- продолжительность комплекса QRS > 114 мс;
- сигнал конечной части комплекса QRS < 40 мкВ;
- среднеквадратичное значение напряжения в последние 40 мс комплекса QRS < 25 мкВ.

ППЖ диагностировали при обнаружении 2 из 3 перечисленных “классических” критериев.

Расчеты и графические иллюстрации выполнены с помощью пакетов Mathcad 2000 и специализированных статистических пакетов STATISTICA for Windows 5.0.

Результаты и обсуждение

При анализе шумовых характеристик мы исходили из предположения, что имеются два предельных случая источников сигналов ППЖ (рис. 1).

- Источников сигналов очень много, они излучают независимо друг от друга (т. е. амплитуды и фазы каждого распределены случайным образом). Очевидно, что, регистрируя суммарный сигнал, который складывается из сигналов, образованных каждым из бесконечного числа источников (т. е. фрагментов), мы в пределе должны получать нормальное или гауссово распределение для регистраций отдельного ППЖ.

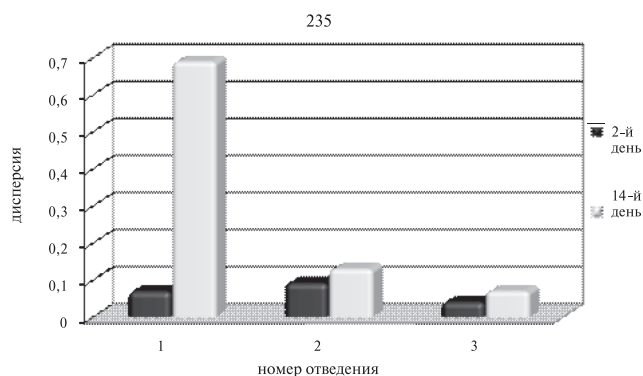


Рис. 4. Распределения σ^2 в трех стандартных отведениях на 1-й и 14-й дни заболевания у пациента с повторным ОИМ без зубца Q.

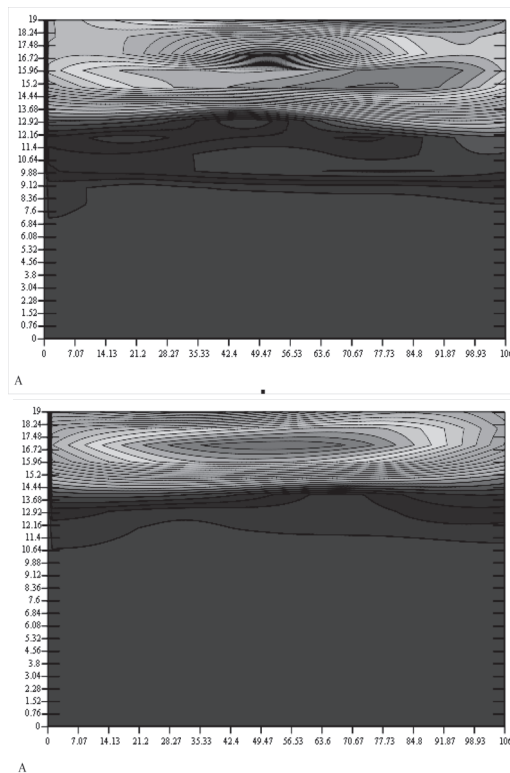


Рис. 5. Изменение частотно-временной картины ППЖ: а — первые, б — третьи сутки заболевания (ось абсцисс — время, мсек., ось ординат — периоды колебаний, мсек.) — пояснения в тексте.

- Источников излучения мало, но они излучают независимо друг от друга и кратковременно. Нетрудно видеть, что в этом предельном случае, по-видимому, должно иметь место распределение Пуассона для суммарного сигнала от всех источников шумов.

- Третий (промежуточный) случай, можно предположить, удовлетворяет распределению Релея, поскольку вид его распределения по форме похож на оба упомянутых выше предельных распределения.

Из общего количества регистраций ППЖ, релеевских с дисперсией от 1,4 до 27,8 оказалось 8%, пуас-

соновских с константой λ — от 2,19 до 15,09 — 3%, и нормальных с дисперсией от 0,23 до 361 — 89%.

Для исследования периодической и квазипериодической частей сигналов ППЖ были изучены спектры отдельных регистраций ППЖ с применением метода дискретных преобразований Фурье. Далее для спектров также выдвигались гипотезы о виде функции распределения амплитуд спектральных составляющих, с различными доверительными интервалами. При этом нормальному закону распределения с дисперсией от 0,002 до 1,52 подчинялся 51,4% спектров, пуассоновскому с константой распределения λ — от 0,0007 до 3,02 — 30,3%, релеевскому с дисперсией — от 0,004 до 1,11 — 22,1%. Анализ показал, что для подавляющего большинства записей с ППЖ и их спектров амплитуды распределены согласно закону Гаусса (рис. 2). Это свидетельствует о том, что сигналы от разных областей (фрагментов) миокарда появляются независимо друг от друга и не совпадают ни по времени, ни по амплитуде, т. е. субстратом появления ППЖ, возможно, являются участки ишемии миокарда.

Дополнительно была исследована кратковременная и длительная динамика параметров ППЖ. В первом случае оценивались изменения параметров ППЖ при переходе от одного QRS комплекса к другому в рамках одного отведения, во втором — в течение двух недель пребывания в стационаре.

Для исследования кратковременной динамики анализировались 5-6 последовательно идущих QRS комплекса. Для каждого из них проводился анализ регистрации и спектра регистрации на принадлежность к одному из вышеупомянутых распределений (нормальное, релеевское, пуассоновское). Результаты анализа регистраций и спектров регистраций в группе условно здоровых показали, что при переходе от одного QRS комплекса к другому параметры распределений, как правило, колеблются около некоторого среднего значения, хотя и наблюдаются отклонения. Подобное постоянство значений параметра ППЖ отражает более или менее стабильную работу сердечной мышцы без внезапных отклонений от нормы. Таким образом, при проведении анализа можно рекомендовать брать значение параметра распределения, усредненное по нескольким QRS комплексам. Это позволит получать более точное значение параметра, чем при анализе только одного QRS комплекса (рис. 3 а).

Результаты исследования кратковременной динамики параметров регистраций и спектров регистраций ППЖ показали, что обычно, как и у условно здоровых, параметры ППЖ разных QRS комплексов пациентов распределены около среднего значения. Но, в отличие от группы условно здоровых, в группе пациентов довольно часто наблюдаются отклонения значения параметров ППЖ отдельных QRS комплексов от параметров

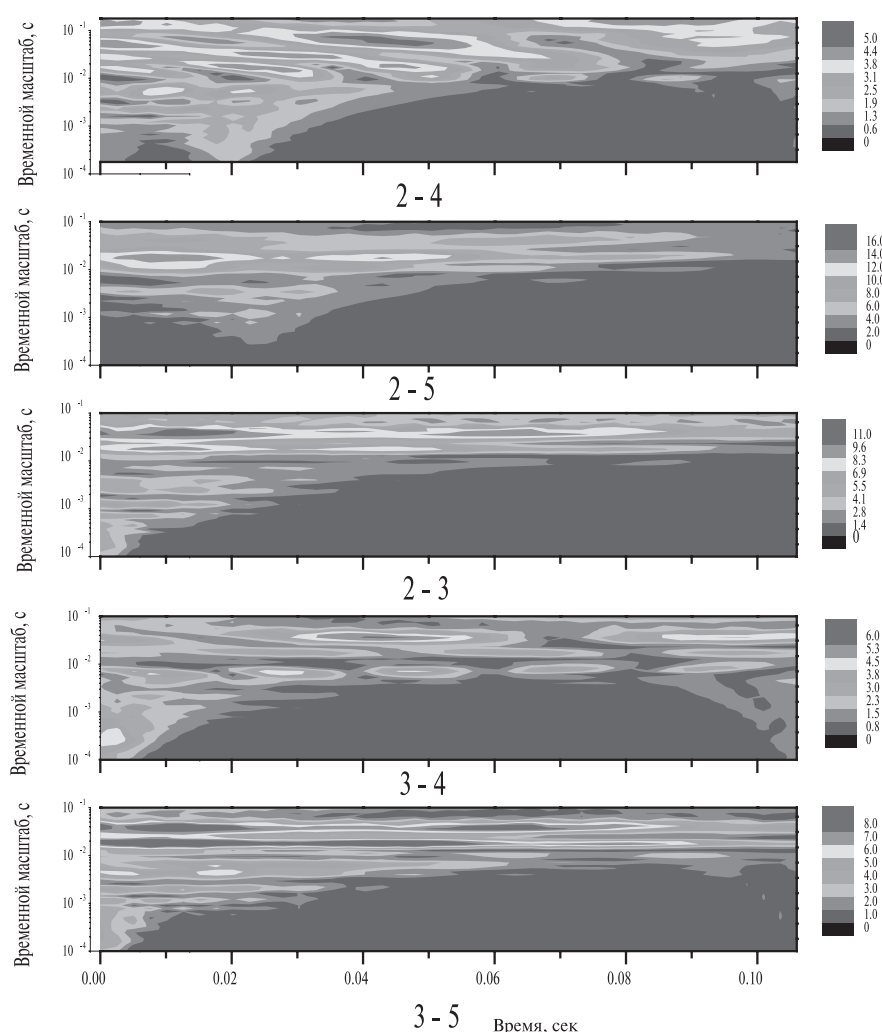


Рис. 6. Кросс-вейвлет спектры ППЖ для пар отведений. Диапазон частот высокой корреляции составляет 18,7 – 44,6 Гц, наблюдается в виде достаточно коротких отрезков времени по всей регистрации ППЖ.

ППЖ соседних QRS комплексов. Также наблюдаются случаи, когда значение параметров ППЖ плавно изменяется, возрастая или убывая. Это можно объяснить нестабильностью миокарда при ИБС. Такой тип исследования дает дополнительный инструмент наблюдения кратковременных изменений работы сердечной мышцы (рис.3 и 6). Таким образом, для пациентов также можно использовать метод усреднения параметров распределений ППЖ нескольких QRS комплексов, но при этом учитывать влияние нестабильности миокарда, и при вычислении среднего не включать в расчет ППЖ, параметры которых явно выходят за рамки допустимого отклонения от среднего.

По результатам оценки долговременной динамики параметров ППЖ можно проследить изменения количества, локализации и характеристик источников ППЖ. Так, в примере, приведенном на рис.4, к 14 суткам заболевания отмечено существенное (в 10 раз) увеличение интенсивности ППЖ, что может свидетельствовать об увеличении количества источников сигналов.

На следующем этапе исследования был проведен частотно-временной анализ записей ППЖ. Для каждого сигнала вычислялись вейвлет-спектр и модуль комплексного спектра, т. е. амплитудный спектр, в котором колебания вдоль оси времени отсутствуют. Анализ спектров вейвлет-преобразований позволяет наблюдать эволюцию кардиосигнала на протяжении выбранного нами отрезка электрокардиограммы, тогда как анализ модулей спектров позволяет более точно, чем на самом спектре, выделить частоты с наибольшей амплитудой. Для обоих показателей мы также оценивали кратковременную и длительную динамику (рис. 5). При обоих измерениях наблюдалась одна и та же частота 58 Гц. На третий день заболевания в сигнале выделились дополнительные составляющие, соответствующие частотам 66 Гц, 77 Гц, 83 Гц и 100 Гц.

Несмотря на некоторое сходство вейвлет-спектров для разных отведений, трудно на глаз определить, для каких частот и в какое время по длительности ППЖ будет иметь место корреляция сигналов из двух

отведений. Для преодоления этого мы применили метод кросс-вейвлет анализа спектров ППЖ, позволяющий при сопоставлении пар отведений выделить диапазон частот высокой корреляции (рис. 6).

Выводы

1. Метод вейвлет-преобразований ППЖ позволяет отойти от традиционного в кардиологии усреднения сигнала и исследовать сердце как динамическую систему. Анализ спектров вейвлет-преобразований, отслеживание кратковременной и длительной эволюции амплитудного спектра сигнала ЭКГ — дополнительная возможность оценки кратковременных нарушений электрофизиологической деятельности сердца, а также получения детальной информации о течении заболевания и состоянии пациента.

2. Применение метода построения частотно-временной карты сигнала с помощью вейвлет-преобра-

зований способствует обнаружению новых высокочастотных составляющих сигналов ППЖ, определению местоположения источников сигналов, их размеров и характеристик.

3. Кросс-вейвлет корреляция записей ЭКГ ВР в различных отведениях позволяет определять области генерации различных частот в миокарде.

4. Примененные нами методики изучения некоторых количественных характеристик ППЖ представляются нам довольно перспективными и требуют дальнейших исследований в этой области, сопоставления полученных данных с клиническими особенностями и течением заболевания, и, по возможности, оценки прогностического значения частотных характеристик ППЖ. Полагаем, это позволит углубить неинвазивную диагностику кардиопатологии для понимания более тонких процессов на клеточном уровне.

Литература

1. Акашева Д. У. Поздние потенциалы желудочков: электрофизиологическая основа, методы регистрации и клиническое значение // Кардиология. — 1991. — 31 № 9. — С. 76-80.
2. Бобров В.А., Жаринов О.И., Антоненко Л.Н. Желудочковые аритмии у больных с сердечной недостаточностью: механизмы возникновения, прогностическое значение, особенности лечения. // Кардиология. — 1994. — 11. — С.66-70.
3. Галивич А.С., Камалов Г.М. Поздние потенциалы желудочков // Каз. мед.журнал. — 1993. — 74. — №5. — С.368-369.
4. Латфуллин И.А., Ким З.Ф., Тептин Г.М. и др. Исследование поздних потенциалов желудочков у больных нестабильной стенокардией с депрессией сегмента ST // Кардиоваскулярная терапия и профилактика. — 2002. — 1. — №4. — С.47-53.
5. Степура О.Б. и др. Клиническая значимость сигнал-усредненной электрокардиографии (по материалам 17-го и 18-го конгрессов Европейского общества кардиологов). // Российские Медицинские Вести. — 1997. — №1. — С.42-45.
6. Латфуллин И.А., Тептин Г.М. Возможности электрокардиографии высокого разрешения. — Казанский медицинский журнал // 1998. — № 2. — с.87-91.
7. Латфуллин И.А., Ким З.Ф., Хромова А.М. Депрессия сегмента ST у больных нестабильной стенокардией (клинико-прогностическое значение) — Казань: "Медицина". — 2003. — 126 с.
8. Латфуллин И.А. Изучение деятельности сердца как стохастической системы. Актуальные вопросы кардиологии и ангиологии: сб.тез.: — Ижевск, 1994. — ч.1. — С.44-48.
9. Легконогов А.В. Результаты и перспективы изучения поздних потенциалов желудочков // Кардиология. 1997. — №10. — С.57-65.
10. Рузов В.И. и др. Структурно-функциональное состояние миокарда и показатели сигнал-усредненной электрокардиограммы у больных гипертонической болезнью // Кардиоваскулярная терапия и профилактика. — 2005. — № 4 (6). — С. 21-26.
11. Тептин Г.М., Латфуллин И.А., Мамедова Л.Э.. Исследование характеристик низкоамплитудных кардиосигналов с применением вейвлет-преобразований. Ученые записки Казанского государственного университета. — 2006. — Т.148. — Кн.3. — С.116-124.
12. Кулумбаев Б.Б. и др. Электрокардиография высокого разрешения: некоторые методические подходы при анализе поздних потенциалов желудочков // Кардиология. — 1994. — Т. 34, № 5-6. — С. 15-21.

С остальными источниками литературы (13-21) можно ознакомиться в редакции.

Abstract

The study was aimed at assessing qualitative characteristics of late ventricular potentials (LVP) in 104 patients with various clinical forms of coronary heart disease (CHD). LVP assessment was performed at Days 3, 7, and 14 after admission to the acute cardiac care unit. The control group included 49 relatively healthy volunteers.

For the majority of LVP and LVP spectre records, the amplitudes were consistent with the Gaussian random distribution. In addition, short and long-term dynamics of LVP parameters was investigated, after calculation of wavelet spectre and complex spectre module for each signal. To identify the high-correlation frequencies for paired leads, the cross-wavelet LVP analysis was used.

Key words: High definition electrocardiography, late ventricular potentials, cross-wavelet, spectre analysis.

Поступила 30/08-2009

© Коллектив авторов, 2010

Тел.: 8 (917) 255-55-74

E-mail: profz@yandex.ru

[Латфуллин И.А. - д.м.н., заслуженный врач Республики Татарстан, профессор, сотрудник отделения неотложной кардиологии, Ким З.Ф. (*контактное лицо) — к.м.н., ассистент кафедры внутренних болезней №2, Тептин Г.М. - д.ф.-м.н., профессор кафедры радиоастрономии, Мамедова Л.Э. - аспирант кафедры радиоастрономии].