

УДК 615.47

В.Н. Конюхов, В.А. Погодина

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПО ПАРАМЕТРАМ
КАРДИОРЕСПИРАТОРНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ**

Предложен алгоритм выделения кривой дыхания из электрокардиосигнала. Проведена оценка качества работы алгоритма. Разработаны аппаратно-программные средства оценки состояния сердечно-сосудистой системы по параметрам кардиореспираторного взаимодействия.

Вариабельность ритма сердца; кардиореспираторное взаимодействие; аппаратно-программные средства.

V.N. Konyukhov, V.A. Pogodina

**HARDWARE AND SOFTWARE TOOLS FOR EVALUATION STATE OF
CARDIOVASCULAR SYSTEM ORIENTED THE PARAMETERS
CARDIORESPIRATORY INTERACTION**

An algorithm for selection of the curve of the respiration from electrocardiosignal proposed. A quality of the proposed algorithm was evaluated. The hardware and software tools were developed to assess the state of the cardiovascular system on basis of cardiorespiratory interaction.

Heart rate variability; cardiorespiratory interaction; hardware and software tools.

На сегодняшний день доля сердечно-сосудистых заболеваний в структуре смертности составляет от сорока до шестидесяти процентов от общей смертности. При этом продолжающийся рост заболеваемости делает сердечно-сосудистые заболевания важнейшей медико-социальной проблемой здравоохранения. В связи с этим важным направлением медицины является разработка аппаратно-программных средств, позволяющих реализовывать современные методы диагностики сердечно-сосудистых заболеваний, которые дают возможность выявлять болезни сердца на ранних стадиях и проводить эффективную профилактику и лечение этих заболеваний.

Одним из методов оценки состояния сердечно-сосудистой системы является метод, основанный на анализе variability ритма сердца (ВСР). Интерес к исследованию ВСР обусловлен относительной простотой данного метода, его неинвазивностью, возможностью получения результатов в реальном масштабе времени, значительным числом состояний организма, которые находят свое отражение в изменчивости ритма сердца. В этом методе по временному ряду RR-интервалов вычисляется тот или иной показатель и по его значению проводится разбиение на классы, соответствующие состоянию сердечно-сосудистой системы, степени нарушений, формируется прогноз [1, 2]. Однако существует противоречие между использованием метода основанного на анализе ВСР для идентификации большого числа состояний (нескольких десятков) и ограниченностью признакового пространства. Анализ работ по исследованию ритма сердца показывает, что обычно используется некоторое небольшое количество параметров, которые, к тому же, могут быть связаны функциональной или корреляционной зависимостью. В то же время, очевидно, что использование малого числа независимых параметров не по-

зволяет дифференцировать различные состояния сердечно-сосудистой системы с достаточной достоверностью.

Одним из путей расширения возможностей метода анализа ВСР для оценки состояния сердечно-сосудистой системы является учет влияния параметров дыхания на ритм сердца. Так, в [3] показано, что у пациентов, после острого инфаркта миокарда со сниженным значением сердечного выброса из левого желудочка в большей степени нарушена кардио-респираторная синхронизация, чем у пациентов с сохраненным выбросом. При этом параметры ВСР у той и другой группы достоверно не различаются. В [4] установлено, что учет связи между дыханием и сердечным ритмом позволяет улучшить разделение между пациентами с инфарктом миокарда и контрольной группой. Таким образом, одновременная регистрация ритма сердца и кривой дыхания, с дальнейшей совместной их обработкой, позволяет повысить достоверность диагностики, дает возможность для разработки новых методик диагностики.

Регистрация кривой дыхания возможна различными способами, которые можно разделить на прямые, осуществляемые, например, с помощью интраназального температурного датчика, и косвенные, например, импедансные. Однако реализация этих способов требует наличия дополнительных каналов измерения, что усложняет аппаратные средства и затрудняет их использование. Другим способом, не требующим дополнительных каналов измерения, является способ, основанный на выделении кривой дыхания (ВКД) из электрокардиосигнала (ЭКС) [5], в котором для получения кривой дыхания используется два ортогональных отведения ЭКС.

В разработанных аппаратно-программных средствах оценки состояния сердечно-сосудистой системы формирование кривой дыхания осуществляется по одному отведению ЭКС. Алгоритм ВКД основан на том, что при дыхании изменяется направление вектора эквивалентного электрического диполя сердца и, как следствие, наблюдается изменение амплитуды ЭКС. Алгоритм ВКД включает в себя три основных стадии: помехоустойчивую оценку амплитуд R-зубцов ЭКС, интерполяцию, коррекцию фазового сдвига кривой дыхания. Тестирование алгоритма ВКД проводилось на данных из базы Apnea-ECG Database, размещенной в свободном доступе на сайте <http://physionet.org>. База содержит синхронные записи ЭКС и кривых дыхания, полученных различными способами.

Основные этапы работы алгоритма ВКД иллюстрируются на рис. 1–3. На рис. 1 приведены исходный ЭКС и синхронная с ним кривая дыхания, полученная с помощью интраназального термистора.

На первом этапе работы алгоритма ВКД находится оценка максимального правдоподобия амплитуды R-зубца ЭКС в соответствии с формулой

$$A_j = \frac{\sum_{j=i-n}^{j=i+n} x_{j+i} \cdot s_i}{\sum_{i=-n}^{i=n} s_i^2}, \quad (1)$$

где x_i – отсчеты ЭКС, s_i – отсчеты опорного сигнала, n – полуширина скользящего окна. Опорный сигнал формируется на этапе настройки алгоритма посредством усреднения наиболее репрезентативного QRS-комплекса. Результат работы этого этапа алгоритма представлен на рис. 2. Нетрудно заметить фазовый сдвиг между максимумами кривой дыхания и обработанной ЭКС. Такое несовпадение, по видимому, связано с дискретностью сокращений сердца и отражению этого про-

цесса на ЭКС. Далее, на обработанном ЭКС, после обнаружения QRS-комплексов, ищутся локальные максимумы.

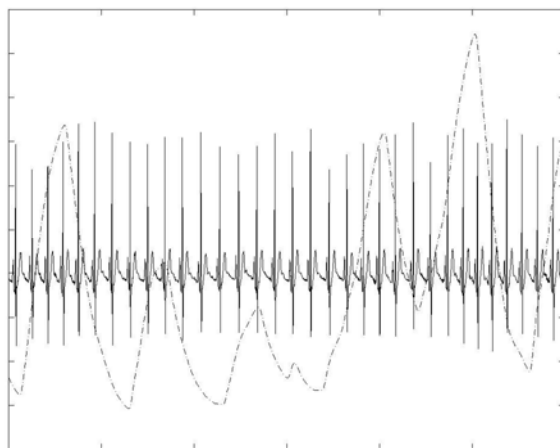


Рис. 1. Графики ЭКС (сплошная линия) и синхронной кривой дыхания (пунктирная линия)

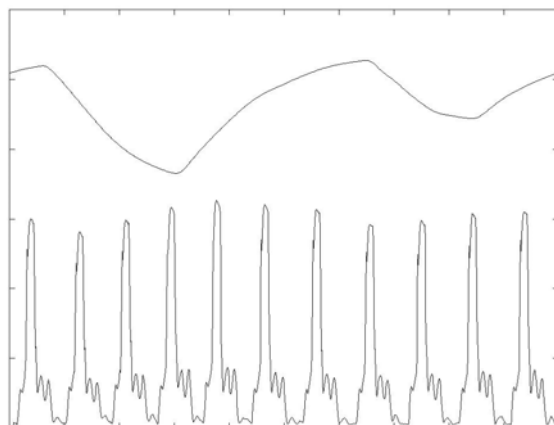


Рис. 2. Графики кривой дыхания (наверху) и обработанного, в соответствии с формулой 1, ЭКС (внизу)

Для устранения фазового сдвига, между кривой дыхания, полученной с помощью интраназального датчика и выделенной из ЭКС кривой дыхания, на последнем этапе, после интерполяции локальных максимумов обработанного ЭКС, производится коррекция посредством сдвига выделенной из ЭКС кривой дыхания на k -точек. Число точек сдвига обратно пропорционально скорости изменения амплитуды R-зубцов в районе локальных максимумов выделенной из ЭКС кривой дыхания и пропорционально длительности соответствующих RR-интервалов (рис. 3).

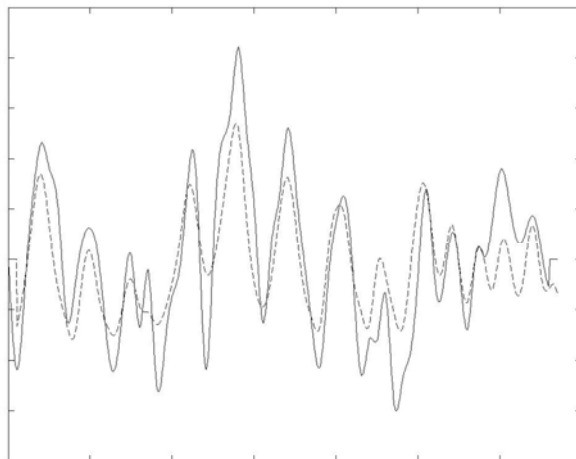


Рис. 3. Графики кривой дыхания, полученной с помощью интраназального датчика (сплошная линия) и выделенной из ЭКС кривой дыхания после фазовой коррекции (пунктирная линия)

Для оценки качества работы предложенного алгоритма ВКД был рассчитан коэффициент корреляции между кривой дыхания, полученной с помощью интраназального датчика и выделенной из ЭКС кривой дыхания. Коэффициент корреляции рассчитывался для 47 различных фрагментов данных, выбранных случайным образом из записей базы Arnea-ECG Database. Среднее значение рассчитанного коэффициента корреляции составило 0,862.

Предложенный алгоритм ВКД входит в состав программной части предназначенной для оценки состояния сердечно-сосудистой системы и реализован на языке программирования среды Delphi. Кроме того, программная часть включает в себя набор типовых процедур для предварительной обработки ЭКС, обнаружения и автоматической классификации QRS-комплексов, анализа ВСР в частотной и временной областях, формирования базы ЭКС, конверторы формата данных.

Основным принципом при построении аппаратной части была унификация узлов аппаратуры. В соответствии с этим было разработано устройство ввода ЭКС в персональный компьютер по шине USB, а также набор устройств регистрации ЭКС. Устройство ввода включает в себя специализированную микросхему контроллера USB, управляющий микроконтроллер, устройство гальванической развязки. Устройство регистрации в базовом варианте включает в себя усилитель ЭКС, микроконтроллер, энергонезависимую флэш-память, часы реального времени, систему управления питанием. Питание регистратора осуществляется от Ni-Cd аккумуляторов. Учитывая, что питание осуществляется от аккумулятора, основным требованием к элементной базе и схемотехническим решениям регистратора было обеспечение малого энергопотребления. Для реализации этой цели были использованы микросхемы, обеспечивающие спящий режим, элементная база со сверхнизким потреблением, а также предусмотрено отключение наиболее энергопотребляющих устройств, когда их функциональность не востребована. Разработанные аппаратно-программные средства также обеспечивают возможность работы с прибором персонального кардиологического мониторинга «КАРДИОТЕСТ» [6].

Предложенные аппаратно-программные средства оценки состояния сердечно-сосудистой системы предназначены для проведения исследований в области разработки новых методик диагностики сердечно-сосудистых заболеваний на основе совместного анализа ВСР и параметров дыхания.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task force of the society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology [Text] / Circulation. – 1996. – V. 93. – №5. – P. 1043-1065.
2. Яблчанский Н.И. Сердечная недостаточность и вариабельность ритма сердца при мерцательной аритмии / Н.И. Яблчанский, Л.А. Мартимьянова // Вестник аритмологии. – 1998. – № 9. – С. 47-57.
3. Leder U. Cardiorespiratory desynchronization after acute myocardial infarct / U. Leder, D. Honer, M. Sommer // Z Kardiol. – 2000. – №7. – С. 630-637.
4. Hoyer Dirk. Mutual information and phase dependencies: measures of reduced nonlinear cardiorespiratory interactions after myocardial infarction / Uwe Leder, Heike Hoyer, Bernd Pompe, Michael Sommer, Ulrich Zwiener, // Medical Engineering & Physics. – 2002. – №24. – P. 33–43.
5. Moody George B. Derivation of Respiratory Signals from Multi-lead ECGs / George B. Moody, Roger G. Mark, Andrea Zoccola, Sara Mantero // Computers in Cardiology. – 1985. – Vol. 12. – P. 113-116.
6. Калакутский Л.И. Прибор персонального кардиологического мониторинга «КАРДИОТЕСТ» / Л.И. Калакутский, В.Н. Конюхов // II Московская международная конференция «Информационные и телемедицинские технологии в охране здоровья». – М., 2007. – С. 89-90.

Конюхов Вадим Николаевич

Самарский государственный аэрокосмический университет им. акад. С.П. Королева.
E-mail: biotech@ssau.ru.
443086, г. Самара, Московское шоссе, 34, тел.: (846)2674474.
Кафедра радиотехники и медицинских диагностических систем, доцент, к.т.н.

Konuyhov Vadim Nikolaevich

Samara state aerospace university.
E-mail: biotech@ssau.ru.
34, Moskovskoe shosse, Samara, 443086, Russia, Phone: (846)2674474.
Department of radiotechnic and medical diagnostic system, assistant professor, candidate of science.

Погодина Валерия Анатольевна

Самарский государственный аэрокосмический университет им. акад. С.П. Королева.
E-mail: biotech@ssau.ru.
443086, г. Самара, Московское шоссе, 34, тел.: (846)2674474.
Студентка.

Pogodina Valeriya Anatolievna

Samara state aerospace university.
E-mail: biotech@ssau.ru.
34, Moskovskoe shosse, Samara, 443086, Russia, Phone: (846)2674474.
Student.