

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА И ИНТЕРПРЕТАЦИИ ЭКГ

В статье выполнен обзор существующих программных продуктов для анализа и интерпретации электрокардосигнала (ЭКГ), предложен алгоритм идентификации ЭКГ, основанный на обнаружении и временной локализации максимумов модуля вейвлет-преобразования, и нейросетевой классификатор кардиоциклов. Разработана программа для анализа и интерпретации ЭКГ. Проведены эксперименты по дельнейации сигнала. Исследованию подвергались записи цифровых сигналов ЭКГ базы данных QTDB. Результаты работы предложенного алгоритма сравнивались с опубликованными результатами работы других алгоритмов идентификации ЭКГ. Наиболее существенное улучшение было обнаружено в определении положения P- и T-волны.

Ключевые слова: дельнейация ЭКГ, вейвлет-анализ ЭКГ, ключевые точки ЭКГ, максимумы модуля вейвлет-преобразования, нейросетевой классификатор кардиоциклов.

ВВЕДЕНИЕ

Диагностика сердечно-сосудистой системы человека принадлежит к числу важнейших задач кардиологии. Основные причины смертности людей в трудоспособном возрасте связана с сердечно-сосудистыми заболеваниями. Этим обусловлена необходимость разработки и совершенствования средств мониторинга для объективного оценивания и прогнозирования состояния сердечно-сосудистой системы. На данный момент электрокардиограмма (ЭКГ) является самым распространенным методом диагностики работы сердечно-сосудистой системы человека.

Автоматический анализ электрокардосигнала представляет собой достаточно сложную теоретическую проблему. Это в первую очередь связано с физиологическим происхождением сигнала, которое обуславливает его недетерминированность, разнообразие, изменчивость, непредсказуемость, нестационарность и подверженность многочисленным видам помех.

Компьютерный анализ ЭКГ все чаще применяется в кардиологической практике. В то же время существующие компьютерные системы не обеспечивают требуемую достоверность результатов диагностики. Такая ситуация прежде всего обусловлена ошибками при распознавании информативных фрагментов ЭКГ, отражающих отдельные стадии электрического возбуждения предсердий и желудочков сердца.

Актуальным является вопрос повышения точности методов анализа ЭКГ путем корректного определения временных параметров сигнала.

ОБЗОР ПРОГРАММ ДЛЯ АНАЛИЗА И ИНТЕРПРЕТАЦИИ СИГНАЛА ЭКГ

Программное обеспечение имеет основополагающее значение при построении системы электрокардио-

рафии высокого разрешения (ЭКГ ВР). Именно алгоритмическое и программное обеспечение определяют функциональные возможности диагностики и в значительной степени правильность постановки диагноза в целом.

В табл. 1 приведен перечень и ключевые возможности программ для анализа и интерпретации сигнала ЭКГ от ведущих мировых компаний-производителей электрокардиографов.

Можно выделить следующие общие проблемы, присущие многим диагностическим системам ЭКГ ВР [7]:

- сложность учета во время автоматического анализа ЭКГ сведений, не содержащихся в самой ЭКГ, но обязательно (часто неявно) учитываемых врачом при интерпретации ЭКГ;

- диагностические ошибки. Имеются оценки, что в коммерческих системах автоматического анализа ЭКГ от 5 до 20 процентов автоматических заключений полностью или частично не совпадают с врачебными заключениями. В зависимости от реализации, система может быть склонна делать вполне определенные ошибки (гипер- или гиподиагностика определенной группы ЭКГ-заключений) или вообще не выявлять какую-либо электрокардиографическую патологию. Вероятно, что улучшение диагностики одного класса нарушений может привести к ухудшению показателей в других классах;

- неудобный пользовательский интерфейс.

Исходя из проведенного анализа существующих программных средств автоматического анализа ЭКГ, выявлены основные возможности, которыми должна обладать программа, обеспечивающая анализ и интерпретацию сигнала ЭКГ:

- загрузка ЭКГ-сигнала и отображение его на экране;
- распознавание характерных элементов ЭКГ;
- расстановка маркеров узловых точек сигнала;
- автоматическое и ручное измерение интервалов ЭКГ;

Таблица 1. Программы для анализа и интерпретации сигнала ЭКГ

Название программы	Производитель	Ключевые возможности
ECG interpretation software C [1]	Schiller (Швейцария)	Больше 100 разных вариантов интерпретации ЭКГ
Signal-Averaged ECG Software (SAECG) [2]	Schiller (Швейцария)	Анализ сигнал-усредненной ЭКГ
Heart Rate Variability (HRV) Software [3]	Schiller (Швейцария)	Анализ вариабельности сердечного ритма (ЭКГ)
Marquette 12SL [4]	GE Healthcare (США)	Анализ ЭКГ в 12 отведениях; уникальные критерии оценки ST- и QT-сегментов и зубца Т; автоматическое обнаружение аритмий
Cardiosoft [5]	GE Healthcare (США)	Расширенный анализ сегмента ST; анализ альтернансов зубца Т; автоматическое и ручное измерение интервалов ЭКГ; анализ аритмий по 2 отведениям; уникальные алгоритмы фильтрации шумов и выравнивания изолинии
FP-804 [6]	Fukuda (Япония)	Основные измерения: ЧСС, RR, PR, QRS, время QT, QTc, электрическая ось, SV, RV5(6); ввод информации о пациенте; 120 типов кодов интерпретации и 130 типов кодов Миннесоты

- измерение информативных параметров;
- анализ вариабельности сердечного ритма;
- представление результатов анализа в графической форме;
- интерпретация результатов анализа информативных параметров;
- автоматическое формирование интерпретационного сообщения.

АЛГОРИТМ ДЕЛИНЕАЦИИ СИГНАЛА ЭКГ

Под делинеацией сигнала ЭКГ понимают определение временного положения характерных точек сигнала (зубцов P, Q, R, S, T и границ QRS-комплекса, P- и T-волн).

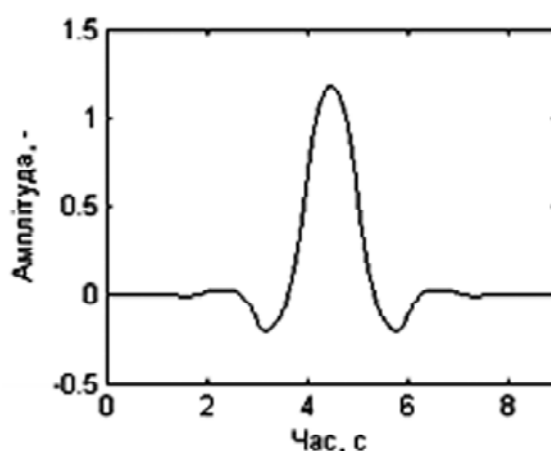
Циклический характер сигнала ЭКГ и его спектральные составляющие, которые, в основном, появляются в хорошо известных и различимых полосах частот, сделали ЭКГ подходящим кандидатом для многоуровневого разложения с помощью вейвлет-преобразования. Поэтому в основу алгоритма делинеации сигнала ЭКГ положено математический аппарат вейвлет-анализ.

В качестве материнского вейвлет был выбран биортогональный вейвлет «bio1.5». Графики скейлинг-функции и вейвлет-функции данного вейвлета представлены на рис. 1.

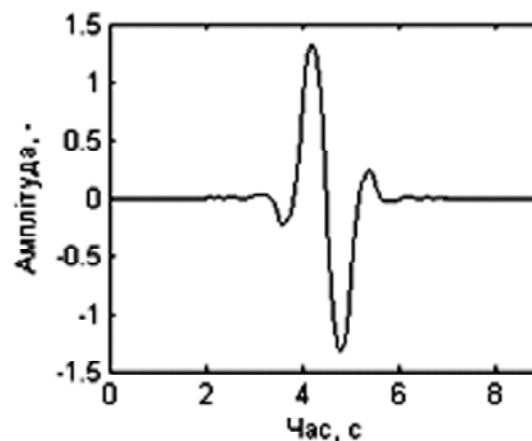
Вейвлет является симметричным, имеет компактный носитель, равен первой производной от скейлинг-функции и имеет один нулевой момент. Это делает его использование очень удобным при анализе сигнала ЭКГ.

При многоуровневом разложении сигнала (рис. 2) вычисляют коэффициенты аппроксимации A_j , которые представляют сглаженный сигнал, и коэффициенты детализации D_j , которые описывают высокочастотные колебания сигнала.

Вейвлет-преобразования с одним нулевым моментом можно рассматривать как многоуровневый дифференциальный оператор 1-го порядка сглаженного сигнала. В этом случае максимумы модуля вейвлет-преобразования представляют собой максимумы модуля первой производной сглаженного сигнала, а точки пересечения



а)



б)

Рис. 1. Графики скейлинг- и вейвлет-функции вейвлета «bio1.5»

вейвлет-преобразования с нулем соответствуют положениям локальных минимумов и максимумов сглаженного сигнала. Следовательно, точки пересечения вейвлет-преобразования с нулем на первом масштабе соответствуют положениям локальных экстремумов анализируемого сигнала [8].

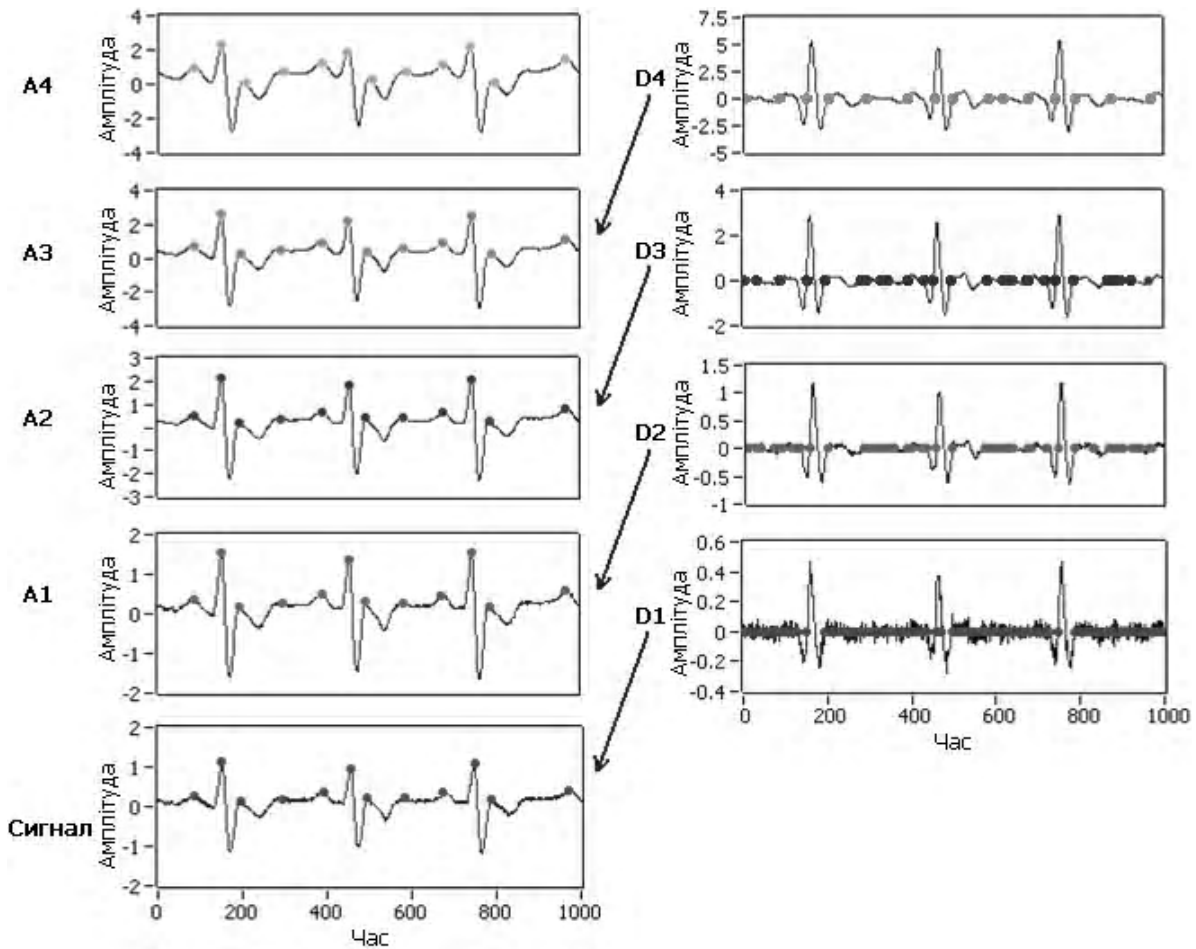


Рис. 2. Многоуровневый процесс уточнения положения пиков

Однако из-за присутствия помех возможно появление большого числа пересечений с нулем вблизи искомого максимума сигнала. Поскольку число пересечений с нулем уменьшается при увеличении масштаба, применяется схема, общая идея которого сводится к последовательному вычислению пересечений вейвлет-преобразования с нулем при продвижении от большого масштаба к меньшему. Таким образом можно отбросить шумы и артефакты.

Используя информацию о локальных максимумах, минимумах и точках пересечения с нулем на разных масштабах, алгоритм идентифицирует значимые точки сигнала (рис. 3). На первом шаге определяется положение QRS-комплексов. Далее выполняется поиск Q- и S-волн, затем устанавливаются границы QRS-комплекса. Используются два критерия: пороговый критерий и критерий локального минимума, который учитывает возможное перекрытие волн. После определения точек, которые задают положение начала и конца QRS-комплекса, QRS-комплекс исключают путем линейной интерполяции сигнала между этими точками. Это осуществляется с целью подавления влияния QRS на смежные P- и T-волны. Следующие шаги алгоритма – обнаружение пиков и установления границ P- и T-волн.

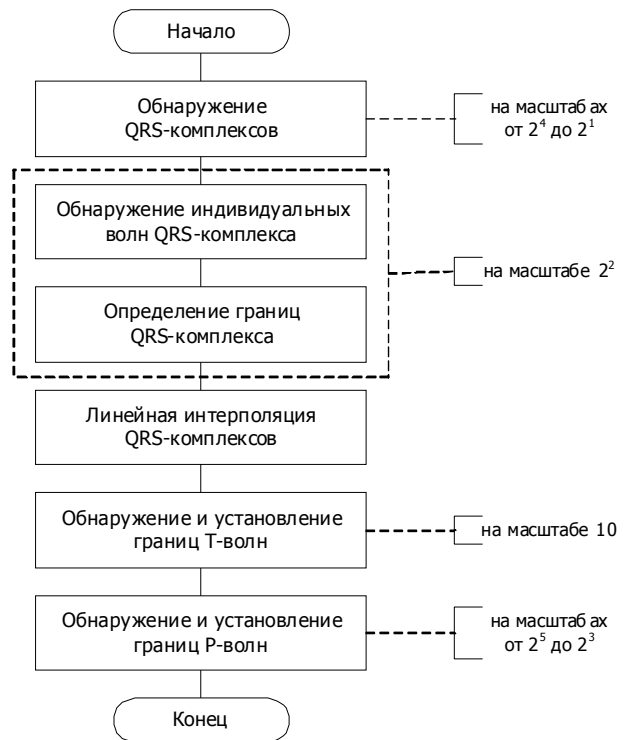


Рис. 3. Блок-схема алгоритма делинеации сигнала ЭКГ

НЕЙРОСЕТЕВОЙ КЛАССИФИКАТОР КАРДИОЦИКЛОВ ЭКГ

После идентификации сигнала ЭКГ следующим этапом анализа является классификация кардиоциклов. Задача классификации кардиоциклов представляет собой задачу отнесения кардиоциклов к одному из четырех классов:

- NOR – без патологий;
- LBBB (Left Bundle Branch Block) – блокада левой ножки пучка Гиса;
- RBBB (Right Bundle Branch Block) – блокада правой ножки пучка Гиса;
- PVC (Premature Ventricular Contraction) – желудочковая экстрасистола.

Поскольку решение задачи классификации является одним из важнейших применений нейронных сетей, было принято решение построить классификатор кардиоциклов на основе нейронной сети (рис. 4).

На входы нейронов первого слоя поступает 24-элементный вектор признаков кардиоцикла (табл. 2), класс которого необходимо определить. Выходы нейронов первого слоя поступают на входы нейронов второго слоя, а выходы нейронов второго слоя формируют вектор выходов сети. Целевой вектор сети является 4-элементным вектором. Правильно функционирующая сеть должна ответить вектором с единицей в единственном элементе, позиция которого соответствует номеру класса представленного экземпляра. Все другие элементы вектора выхода должны быть нулями.

СТРУКТУРНАЯ СХЕМА ПРОГРАММЫ

Для программной реализации выделенных возможностей было выбрано структуру программы, схема которой представлена на рис. 5.

Программа имеет иерархическую структуру и состоит из пяти функциональных модулей. Каждый модуль решает отдельную задачу.

Модуль предварительной обработки сигнала позволяет выполнить ресемплинг (передискретизацию) сигнала ЭКГ с частотой 250 Гц. Необходимость этой процедуры обусловлена тем, что программа должна одинаково обрабатывать сигналы с различными частотами дискретизации. Частота дискретизации 250 Гц признана

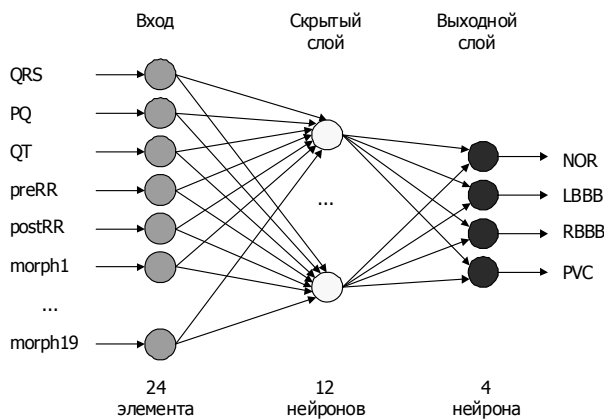


Рис. 4. Схема нейронной сети для классификации кардиоциклов

Таблица 2. Признаки для классификации кардиоциклов

Номер	Признак
1	Длительность QRS-комплекса (QRS)
2	Длительность интервала PQ (PQ)
3	Длительность интервала QT (QT)
4	Длительность предшествующего RR-интервала (preRR)
5	Длительность последующего RR-интервала (postRR)
6–15	Нормализованные морфологические признаки сигнала ЭКГ между началом и концом QRS-комплекса (10 отсчетов) (morph1-morph10)
16–24	Нормализованные морфологические признаки сигнала ЭКГ между концом QRS-комплекса и концов Т-волны (9 отсчетов) (morph11-morph19)

целесообразной, исходя из частотного спектра сигнала ЭКГ, который лежит в диапазоне 0.5 Гц-40 Гц, и необходимой частоты Найквиста (минимально допустимой частоты дискретизации сигнала).

Модуль делинеации сигнала предназначен для идентификации сигнала ЭКГ, то есть определения положения пиков и установления границ индивидуальных волн QRS-комплексов, Р- и Т-волн ЭКГ.

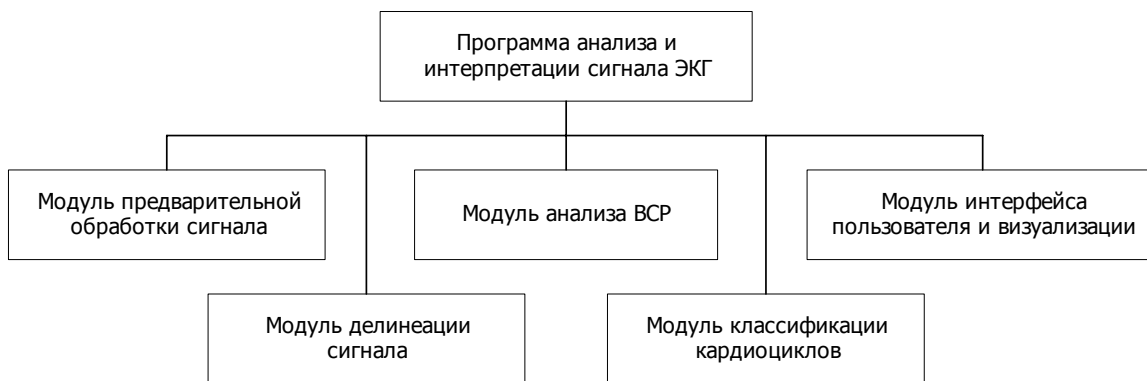


Рис. 5. Структурная схема программы

Модуль аналізу ВСР призначений для вирахування показателів ВСР часової області, побудови скагенограми, ритмограми та гістограми RR-інтервалів ЕКГ.

Модуль класифікації кардіоциклів призначений для визначення класу, до якого належить кожен кардіоцикл сигналу, з допомогою навченої нейронної мережі прямого поширення сигналу.

Модуль інтерфейсу користувача та візуалізації містить засоби реалізації графічного інтерфейсу користувача: графічні форми та функції, які обслуговують активацію елементів управління графічного інтерфейсу, а також засоби візуалізації результатів роботи програми та забезпечує введення та вивід даних.

СХЕМА РОБОТИ ПРОГРАМИ

Схема роботи програми представлена на рис. 6.

ІНТЕРФЕЙС ПОЛЬЗОВАЧА

На рис. 7 представлено вигляд головного вікна програми після аналізу патологічної ЕКГ. На графіку сигналу розміщено маркери вузлових точок та позначки кардіоциклів ЕКГ; побудовано скагенограму, гістограму та рит-

мограму RR-інтервалів, а також заповнено відповідною таблицею вирахуваними значеннями показателів ВСР часової області.

ЕКСПЕРИМЕНТИ ТА РЕЗУЛЬТАТИ

Общепринятим способом оцінки якості та точності алгоритму делінеації сигналу ЕКГ є порівняння результатів його роботи з анотаціями, виконаними кваліфікованими кардіологами. Результати в анотаціях приймаються за 100% достовірні, і на основі їх порівняння з результатами роботи алгоритму визначають його ефективність.

Дослідженню піддалися записи цифрових сигналів ЕКГ бази даних QT (QTDB) постійно оновлюваного банку даних комплексних фізіологічних сигналів PhysioBank, розташованого в вільному доступі в мережі Інтернет [9, 10]. База даних QTDB містить 105 записів ЕКГ в двох відведеннях по 15 хвилин та частоті дискретизації 250 Гц. Кожен запис має як мінімум 30 анотованих ударів з позначками початку, піку та кінця Р-хвилі та QRS-комплексу та позначками піку та кінця Т-хвилі. В цілому в базі даних анотовано більше 3600 ударів з різними ЕКГ-морфологіями [11].

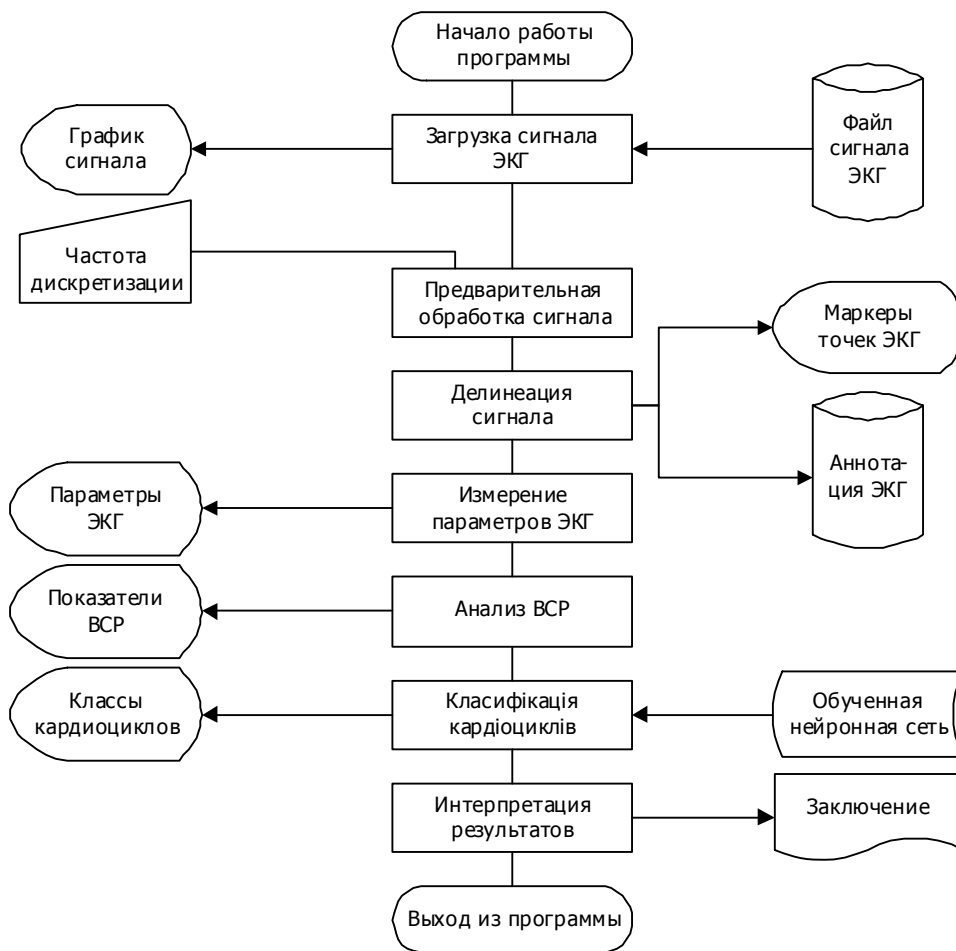


Рис. 6. Схема работы программы

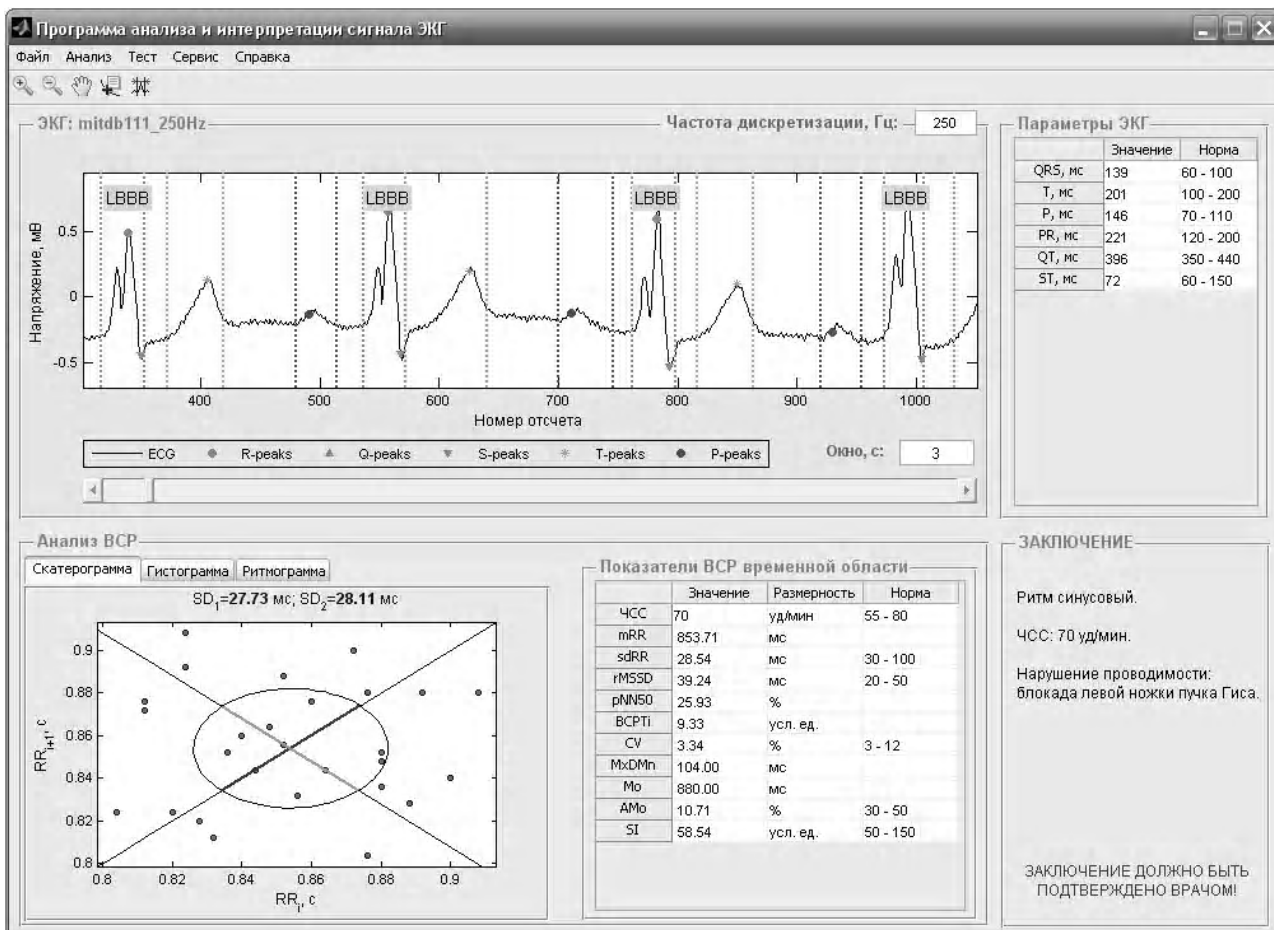


Рис. 7. Главное окно программы

QTDB широко используется в литературе, а результаты, полученные с использованием этой базы данных, позволяют выполнить прямое сравнение известных алгоритмов делинеации сигнала ЭКГ.

Для оценки качества работы алгоритма делинеации сигнала ЭКГ используются два показателя: чувствительность и прогностичность положительного результата (или положительная прогностичность) [12].

Чувствительность алгоритма Se – это способность алгоритма давать правильный результат. Определяется как доля истинно положительных случаев обнаружения точки среди всех фактически положительных случаев по формуле (1):

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100\%, \quad (1)$$

где TP – число истинно положительных случаев обнаружения точки (правильное обнаружение характерной точки); FN – число ложно отрицательных случаев обнаружения точки («ложный пропуск» – ошибка первого рода).

Положительная прогностичность P_+ – это вероятность фактического наличия характерной точки при положительном результате ее обнаружения. Определяется

как доля истинно положительных случаев среди всех положительных случаев обнаружения по формуле (2):

$$P_+ = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100\%, \quad (2)$$

где FP – число ложных случаев обнаружения точки («ложное обнаружение» (ошибка второго рода), когда при отсутствии характерной точки ошибочно выносится решение о ее наличии).

Сравнение результатов работы разработанного алгоритма делинеации сигнала ЭКГ с результатами работы других алгоритмов [13, 14, 15] приведено в таблицах 3 и 4.

ВЫВОДЫ

Выполнен обзор существующих программных продуктов для анализа и интерпретации сигнала ЭКГ. Предложен алгоритм делинеации ЭКГ, основанный на обнаружении и временной локализации максимумов модуля вейвлет-преобразования сигнала. Для классификации кардиоциклов сигнала предложено использовать нейронную сеть. В среде MATLAB (v. 7.11) разработана программа для анализа и интерпретации ЭКГ. По результатам проведенных испытаний можно сделать вывод, что программа имеет достаточную работоспособность и может использоваться по назначению.

Таблиця 3. Чувствительность алгоритмов делинеации сигнала ЭКГ

Алгоритмы	Характеристическая точка и число ее аннотаций						
	Р-начало	Р-пик	Р-конец	QRS-начало	QRS-конец	Т-пик	Т-конец
	3194	3194	3194	3623	3623	3542	3542
Алгоритм авторов	99,98	99,98	99,98	99,99	99,99	99,97	99,97
Martinez и др. [13]	98,87	98,87	98,75	99,97	99,87	99,87	99,87
Laguna и др. [14]	97,70	97,70	97,70	99,92	99,92	99,00	99,00
Boichat и др. [15]	98,87	98,87	99,91	99,97	99,97	99,87	99,87

Таблиця 4. Положительная прогностичность алгоритмов делинеации сигнала ЭКГ

Алгоритмы	Характеристическая точка и число ее аннотаций						
	Р-начало	Р-пик	Р-конец	QRS-начало	QRS-конец	Т-пик	Т-конец
	3194	3194	3194	3623	3623	3542	3542
Алгоритм авторов	99,97	99,97	99,97	99,98	99,98	99,97	99,97
Martinez и др. [13]	91,03	91,03	91,03	–	–	97,79	97,79
Laguna и др. [14]	91,17	91,17	91,17	–	–	97,74	97,71
Boichat и др. [15]	91,18	92,46	91,70	98,61	98,72	98,91	98,50

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- SCHILLER ECG Measurement and Interpretation Software for Children and Adult ECGs [Електронний ресурс]. – Режим доступу: www.schiller.ch/en/ECG_Interpretation.
- SAECG Analysis [Електронний ресурс]. – Режим доступу: www.schiller.ch/en/SAECG_Analysis.
- Heart Rate Variability [Електронний ресурс]. – Режим доступу: www.schiller.ch/en/HRV.
- Marquette 12SL ECG analysis program [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www3.gehealthcare.co/Marquette_12SL_ECG_Analysis.
- GE Healthcare CardioSoft [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www3.gehealthcare.in/en/Products/Categories/Diagnostic_ECG/Stress_Testing/CardioSoft#.
- Fukuda Denshi Resting ECG Software [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.fukuda.com>.
- Дроздов, Д. В. Автоматический анализ ЭКГ: проблемы и перспективы [Текст] / Д. В. Дроздов, В. М. Леванов // Здравоохран. и мед. техн. – 2004. – № 1. – С. 10–13.
- Mallat, S. Zero-crossings of a wavelet transform / S. Mallat // IEEE Trans. on Information Theory. – 1991. – No. 37 (4). – P. 1019–1033.
- PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals [Circulation Electronic Pages] / A.L. Goldberger, L.A.N. Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff // Circulation – 2000. – Vol. 101 (23). – e215-e220. – Available online: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>.
- PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.physionet.org>.
- A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG / P. Laguna, R. Mark, A. Goldberg, G. Moody // Computers in Cardiology. – 1997. – Vol. 24. – P. 673–676.
- ANSI/AAMI EC57:1998 Testing and Reporting Performance Results of Cardiac Rhythm and ST Segment Measurement Algorithms.
- A wavelet-based ecg delineator: evaluation on standard databases / J. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. Rocha, P. Laguna // IEEE Trans. on Biomedical Engineering. – 2004. – Vol. 51 (4). – P. 570–581.
- Laguna, P. Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG Signals: Validation with the CSE Database / P. Laguna, R. Jani, P. Caminal // Computers and Biomedical Research. – 1994. – Vol. 27. – P. 45–60.
- Wavelet-based ECG delineation on a wearable embedded sensor platform / [Boichat N., Khaled N., Rincon F., Atienza D.] // Proc 6th IEEE Int Workshop on Body Sensor Networks. – 2009. – P. 256–261.

Стаття надійшла до редакції 31.03.2014.

Дубровін В. І.¹, Твердохліб Ю. В.², Харченко В. В.³

¹Канд. техн. наук, професор, Запорізький національний технічний університет, Україна

²Аспірант, Запорізький національний технічний університет, Україна

³Інженер-програміст, Запорізький національний технічний університет, Україна

АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА АНАЛІЗУ ТА ІНТЕРПРЕТАЦІЇ ЕКГ

У статті виконано огляд існуючих програмних продуктів для аналізу та інтерпретації сигналу ЕКГ, запропоновано алгоритм ідентифікації ЕКГ, заснований на виявленні і часовій локалізації максимумів модуля вейвлет-перетворення, та нейромережевий класифікатор кардіоциклів. Розроблено програму для аналізу та інтерпретації ЕКГ. Проведено експерименти по делінеації сигналу. Дослідженню піддавалися запису цифрових сигналів ЕКГ бази даних QTDB. Результати роботи запропонованого алгоритму порівнювалися з опублікованими результатами роботи інших алгоритмів ідентифікації ЕКГ. Найістотніше покращення було виявлено у визначенні положення Р- і Т-хвилі.

Ключові слова: делінеація ЕКГ, вейвлет-аналіз ЕКГ, ключові точки ЕКГ, максимуми модуля вейвлет-перетворення, нейромережевий класифікатор кардіоциклів.

Dubrovin V. I.¹, Tverдохлеб J. V.², Kharchenko V. V.³

¹Ph. D., professor, Zaporozhye National Technical University, Ukraine

²Postgraduate student, assistant, Zaporozhye National Technical University, Ukraine

³Software Engineer, Zaporozhye National Technical University, Ukraine

AUTOMATED SYSTEM FOR THE ANALYSIS AND INTERPRETATION OF ECG

An existing ECG analysis and interpretation software is reviewed in the paper. A wavelet-based ECG delineation algorithm which performs QRS detection and provides as well the locations of the peak(s) of P, Q, R, S, and T waves, and the P, QRS, and T wave boundaries using a single analysis stage: the dyadic wavelet transform of the ECG signal is proposed. A neural network for the classification of heartbeats is presented. ECG analysis and interpretation program is developed. The delineation algorithm has been validated using QTDB. The results have been compared with those of other published approaches and have shown that the developed algorithm provides a reliable and accurate delineation of the ECG signal, outperforming other algorithms, and with errors well within the observed intercardiologist variations. The most significant improvement was found in the T wave and P wave delineation.

Keywords: ECG delineation, ECG wavelet analysis, ECG fiducial points, wavelet transform modulus maxima, neural network heartbeat classifier.

REFERENCES

- SCHILLER ECG Measurement and Interpretation Software for Children and Adult ECGs [electronic resource]. – Access mode: www.schiller.ch/en/ECG_Interpretation.
- SAECG Analysis [electronic resource]. – Access mode: www.schiller.ch/en/SAECG_Analysis.
- Heart Rate Variability [electronic resource]. – Access mode: www.schiller.ch/en/HRV.
- Marquette 12SL ECG analysis program [electronic resource]. – Access mode: http://www3.gehealthcare.co/Marquette_12SL_ECG_Analysis.
- GE Healthcare Cardiosoft [electronic resource]. – Access mode: http://www3.gehealthcare.in/en/Products/Categories/Diagnostic_ECG/Stress_Testing/Cardiosoft#.
- Fukuda Denshi Resting ECG Software [electronic resource]. – Access mode: <http://www.fukuda.com>.
- Drozdov D.V. Avtomaticheskij analiz E'KG: problemy' i perspektivy', *Zdravookhr. i med. tekhn.*, 2004, Vol. 1, pp. 10–13.
- Mallat S. Zero-crossings of a wavelet transform, *IEEE Trans. on Information Theory*, 1991, Vol. 34, No. 4, pp. 1019–1033.
- PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals [Circulation Electronic Pages], *Circulation*, 2000, Vol. 101, No. 23, e215–e220. – Available online: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>.
- PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals [electronic resource]. – Access mode: <http://www.physionet.org>.
- Laguna P., Mark R., Goldberg A., Moody G. A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG, *Computers in Cardiology*, 1997, Vol. 24, pp. 673–676.
- ANSI/AAMI EC57:1998 Testing and Reporting Performance Results of Cardiac Rhythm and ST Segment Measurement Algorithms.
- Martinez J., Almeida R., Olmos S., Rocha A., Laguna P. A wavelet-based ecg delineator: evaluation on standard databases, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 2004, Vol. 51, No. 4, pp. 570–581.
- Laguna P., Janj R., Caminal P. Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG Signals: Validation with the CSE Database, *Computers and Biomedical Research*, 1994, Vol. 27, pp. 45–60.
- Boichat N., Khaled N., Rincon F., Atienza D. Wavelet-based ECG delineation on a wearable embedded sensor platform, *Proc 6th IEEE Int Workshop on Body Sensor Networks*, 2009, pp. 256–261.