

М. Рагэб Ага**ПРИНЦИПЫ ФОРМИРОВАНИЯ БАЗЫ ЗАПИСЕЙ ЭКГ СИГНАЛОВ И ИХ ФРАГМЕНТОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ХАРАКТЕРИСТИК НОСИМЫХ ЦИФРОВЫХ ON-LINE МОНИТОРОВ**

Электрокардиографические (ЭКГ) сигналы обладают рядом свойств, которые могут значительно дополнить существующие и более устоявшиеся биометрические методы. Некоторые из наиболее заметных свойств - это тот факт, что сигналы могут быть получены непрерывно с использованием минимально навязчивых настроек, не склонны к созданию скрытых паттернов и обеспечивают естественное обнаружение живости, открывая новые возможности в области разработки биометрических систем. В статье предложены методы формирования базы данных ЭКГ-сигналов и их фрагментов для оценки характеристик портативных цифровых он-лайн мониторов. В методе дискретного вейвлет-преобразования (DWT) позволяет с высокой точностью определить наличие RR-интервалов и их сегментов. Это позволяет использовать данный метод для классификации ЭКГ-сигналов, формирования базы записей данных сигналов и генерирования тестовых сигналов, предназначенных для оценки характеристик носимых цифровых ONLINE-мониторов. В этой статье представлен улучшенный и более эффективный алгоритм генерации сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) под Непрерывным Вейвлет-Преобразованием от архива PhysioBank для проверки работоспособности ЭКГ аппарата,

Дискретного вейвлет-преобразования ДВП; вейвлет-преобразование ВП; электрокардиография ЭКГ; непрерывного вейвлет-преобразования НВ; MIT Physionet.

М. Ragheb Agha**PRINCIPLES OF FORMING A DATABASE OF ECG SIGNALS AND THEIR FRAGMENTS FOR EVALUATING THE CHARACTERISTICS OF WEARABLE DIGITAL ON-LINE MONITORS**

Electrocardiographic (ECG) signals have several properties that can greatly complement the existing, and more established biometric modalities. Some of the most prominent properties are the fact that the signals can be continuously acquired using minimally intrusive setups, are not prone to produce latent patterns, and provide intrinsic liveliness detection, opening new opportunities within the area of biometric systems development. The paper proposes methods for forming a database of ECG signals and their fragments for assessing the characteristics of portable digital on-line monitors. In the method of discrete wavelet transform (DWT) it allows to determine with high accuracy the presence of RR-intervals and their segments. This makes it possible to use this method for classifying ECG signals, forming a database of signal data records and generating test signals designed to assess the characteristics of wearable digital ONLINE monitors. This article presents an improved and more efficient algorithm by Discrete Wavelet Transform for generating electrocardiogram (ECG) signals from the PhysioBank archive to test the performance of an ECG machine.

Electrocardiography ECG; wavelet transform WT; discrete wavelet transform DWT; continuous wavelet transform CWT; MIT Physionet.

Введение. В работе предложены методы формирования базы записей ЭКГ сигналов и их фрагментов для оценки характеристик носимых цифровых on-line мониторов. Проведено сравнение различных методов обнаружения RR-интервалов ЭКГ-сигнала на рис. 1.

Для распознавания отклонений ЭКГ-сигнала от нормы могут применяться решающие правила, функции расстояния и правдоподобия, дисперсионный анализ, нейронные сети, статистические классификаторы и другие методы [2].

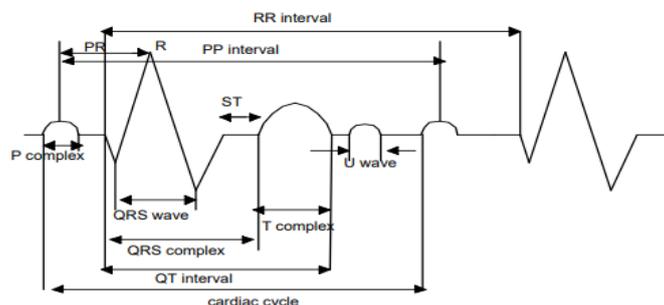


Рис. 1. Обнаружение различных волн в ЭКГ-сигнале

Таблица 1

Наименования амплитудно-временных параметров элементов ЭКГ-сигнала

Сегмент	Описание	Длительность
RR	интервал между соседними R-колебаниями	0.6-1.2 s
P	первое короткое восходящее движение ЭКГ	80 ms
PR	измеряется от начала зубца P до начала комплекса QRS	120-200 ms
QRS	колебание обычно начинается с отклонения вниз зубца Q, значительного отклонения вверх зубца R и заканчивается нисходящим отклонением зубца S	80-120 ms
J- точка	Точка, в которой заканчивается комплекс QRS и начинается сегмент ST, называется J-точкой.	/
PR	соединяет волну P и комплекс QRS	50-120 ms
ST	соединяет комплекс QRS и зубец T	80-120 ms
T	обычно незначительный восходящий сигнал	160 ms
ST	измеряется от точки J до конца зубца T	320 ms
QT	измеряется от начала комплекса QRS до конца зубца T	420 ms
U	обычно имеет низкую амплитуду и часто полностью отсутствует	/

Биомедицинские сигналы, такие как сигналы ЭКГ человеческого организма, являются нелинейными и нестационарными. Из-за нестационарной природы сигналов ЭКГ преобразование Фурье не подходит для них;

Вейвлет-преобразование (Wavelet Transform – WT). Это метод, который позволяет провести анализ ЭКГ-сигнала во временной и частотной областях одновременно с многократным анализом исследуемой функции [4].

WT (ВП) состоит из непрерывного вейвлет-преобразования (CWT) Continuous Wavelet Transform и дискретного вейвлет-преобразования (DWT) Discrete Wavelet Transform / (ДВП).

Во многих аспектах DWT можно использовать для извлечения признаков сигнала ЭКГ.

DWT определяется следующей формулой [4]:

$$DWT_x(j, k) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{j,k}(t)dt$$

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t - 2^j k}{2^j}\right),$$

где $\psi_j, k(t)$ – вейвлет-функция, $x(t)$ – это сигнал ЭКГ; DWT используется для извлечения статистических характеристик. Каждое отдельное сердцебиение ЭКГ делится на пять поддиапазонов с использованием $\psi(t)$ – материнского вейвлета [3].

С помощью данного метода в среде Matlab была создана система, позволяющая исследовать ЭКГ-сигналы, выделять в них фрагменты, определять наличие заболеваний по виду сигнала. Для формирования базы данных ЭКГ-сигналов были использованы данные 300 ЭКГ-сигналов из базы MIT Physionet [1].

Эти данные могут быть использованы для формирования тестовых сигналов для оценки характеристик носимых цифровых Online-мониторов. В каждом сигнале содержится 3600 отсчётов. Сигнал разбивается на 8-9 интервалов. Каждый интервал содержит около 250–300 отсчётов [7].

Таблица 2

В качестве примера можно рассмотреть ЭКГ-сигнал с частотой 50 Гц. В таком случае результаты преобразования будут выглядеть следующим образом:

Наименование интервала	Уровень	Диапазон частот, Гц
D1	1	50-25
D2	2	25-12.5
D3	3	12.5-6.25
D4	4	3.125-1.5625
D5	5	1.5625-0.78125
D6 ... D9	6...9	0.78125-0.390625

```
function[d1,d2,d3,d4,d5,d6,d7,d8,cleanecg]=wavelettransform(ecg)
```

Вейвлет-преобразование при обработке сигналов ЭКГ может быть использовано как инструмент для выделения признаков, шумоподавления и распознавания сердечбиения. В данном случае DWT использовался в качестве метода выделения признаков [6].

$$W_{\varphi}(s, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{s,t}(t)dt$$

$$\psi_{s,t}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{1-t}{s}\right),$$

где $\psi_{j,k}(t)$ – вейвлет-функция, $x(t)$ это сигнал ЭКГ

Особенности распознавания интервала RR. Зубец R – это точка, соответствующая наивысшему пику кривой ЭКГ, а интервал RR – время между последовательными комплексами QRS. Сигнал ЭКГ имеет нелинейное динамическое поведение, и во время аритмии нелинейные динамические компоненты изменяются более значительно, чем линейные аналоги.

Интервал RR характеризуется тем, что его достаточно просто определить, легко рассчитать, а также данный интервал менее подвержен шуму, чем другие интервалы [12].

Четыре типа признаков интервала RR, а именно RR_{pre} – предыдущий RR-интервал, RR_{post} – последующий RR-интервал, RR_{ave} – средний RR-интервал и RR_{local} – локальный RR-интервал, были получены из последовательности нескольких RR-интервалов, чтобы характеризовать динамические особенности сердечбиения. При расчете этих функций используются следующие формулы [9]:

$$RR_{pre}(i) = R(i) - R(i - 1),$$

$$RR_{post}(i) = R(i + 1) - R(i),$$

$$RR_{local} = \frac{1}{10} \sum_{l=-5}^5 RR(i),$$

$$RR_{ave} = \frac{1}{N_{RR}} \sum_{l=1}^{N_{RR}} RR(i),$$

где i – номер местоположения текущего пика R, а RR_{pre} , RR_{post} , $R-R_{local}$ и RR_{ave} представляют предыдущий, последующий, локальный и средний интервал RR соответственно. $R(i)$ – текущий R-пик, $R(i-1)$ и $R(i+1)$ представляют предыдущий и последующий R-пики соответственно.

На рис. 3 изображено сравнение графиков результата дискретного вейвлет-преобразования и исходного ЭКГ-сигнала [5].

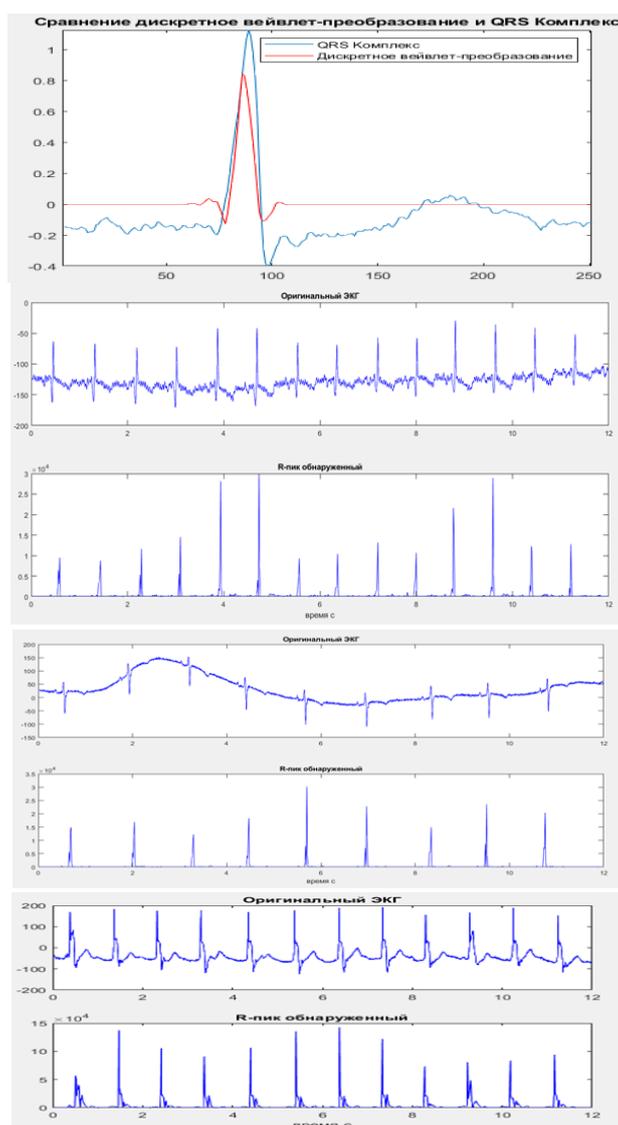


Рис. 3. Сравнение графиков результата дискретного вейвлет-преобразования и исходного ЭКГ-сигнала

Как видно, дискретное вейвлет-преобразование обладает высокой чувствительностью к распознаванию RR-интервала и его сегментов. Это даёт возможность использовать данный метод для формирования базы записей ЭКГ-сигналов, характерных для нормальной работы сердца и при наличии заболеваний [9].

Алгоритм формирования базы записей ЭКГ-сигналов. На рис. 4 изображена структурная схема процесса формирования базы записей ЭКГ-сигналов. Исходный ЭКГ-сигнал берётся из базы данных (например, МИТ-ВИН, Алмазова и др.) [10].



Рис. 4. Структурная схема процесса формирования базы записей ЭКГ-сигналов

В данном случае используется база МИТ-ВИН. Затем сигнал предварительно обрабатывается: анализируется спектр, определяется амплитуда, частота и диапазон частот. Далее происходит сегментация ЭКГ-сигнала и к каждому сегменту применяется ДВП. В результате применения ДВП происходит распознавание RR-интервала. Затем выделяются признаки интервала (Q R S T U P) и по ним определяется принадлежность исследуемого ЭКГ-сигнала к определённому классу сигналов (классификация ЭКГ-сигнала). Записи сигналов оформляются и хранятся в системе в виде таблицы. На рис. 5 данная база записей впоследствии может быть использована для оценки характеристики носимых цифровых ONLINE-мониторов путём использования генератора тестового ЭКГ-сигнала `displayWaveformLabels(data,true,1000)` [14].

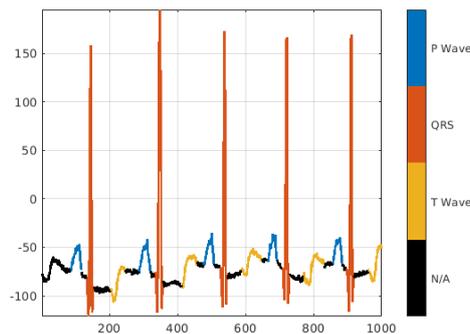


Рис. 5. Генератора тестового ЭКГ-сигнала

Пиковый детектор комплекса QRS. Другим методом, позволяющим выявить RR-интервал [17], является использование пикового детектора применительно к комплексу QRS. Структурная схема процесса оценки комплекса QRS и обнаружение его пиковых значений (зубца R) изображена на рис. 7. Результат применения пикового детектора в среде Matlab изображён на рис. 6 [11].

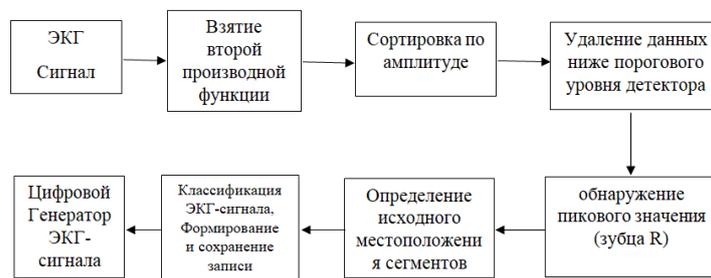


Рис. 6. Структурная схема процесса оценки комплекса QRS и обнаружение его пиковых значений

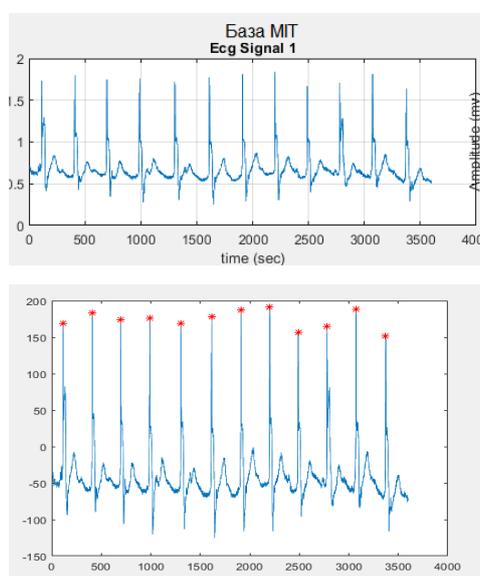


Рис. 7. Обнаружения пика R для сигнала 102mt.mat (пороговый коэффициент = 0,7)

Пиковые индексы детектора QRS. Данный метод похож на предыдущий. Отличие заключается в том, что для определения пика используются значения, которые близки к пороговому уровню [16, 20].

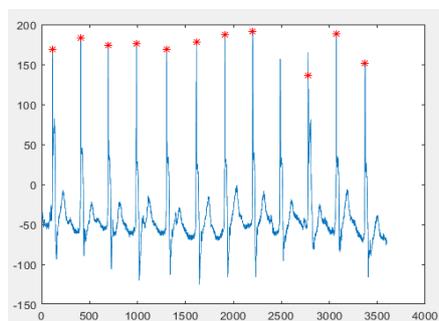


Рис. 7. Обнаружения пика R для сигнала 102mt.mat (пороговый коэффициент = 0,7)

Сравнение методов обнаружения сегментов ЭКГ-сигнала. Для оценки точности обнаружения сегментов ЭКГ-сигнала необходимо использовать такие количественные параметры, как чувствительность, специфичность, точность и средняя ошибка времени [14].

Чувствительность – это отношение количества верно не найденных R-зубцов (т.е. их нет и на самом деле) к сумме количества верно не найденных R-зубцов и ошибок второго рода (R-зубец обнаружен, но его нет на самом деле). Специфичность – это отношение количества верно найденных R-зубцов (т.е. они есть и на самом деле) к сумме количества верно найденных R-зубцов и ошибок первого рода (R-зубец не обнаружен, но на самом деле он есть).

Точность (Precision) обнаружения RR-интервала – это отношение количества верно не найденных R-зубцов к сумме количества верно не найденных R-зубцов и количества ошибок первого рода [15, 21].

Точность (Accuracy) обнаружения RR-интервала – это отношение суммы количества верно найденных пиков и количества верно не найденных к сумме количества верно найденных и верно не найденных пико и количества ошибок первого и второго рода.

Средняя ошибка времени – это отношение суммы модулей разности момента времени, в который алгоритмом был обнаружен пик, и действительному моменту времени пика к TP – количеству верно не найденных пиков[22].

Эти параметры рассчитываются с использованием следующих формул:

$$\text{чувствительность} = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$\text{специфичность} = \frac{TN}{TN + FP}$$

$$\text{Точность (Accuracy)} = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP}$$

$$\text{Точность (Precision)} = \frac{TP}{TP + FP}$$

$$\text{Средняя ошибка времени} = \frac{\sum |\text{обнаруженное в. QRS} - \text{в реальное в. QRS}|}{TP},$$

где TN – количество верно найденных пиков (количество найденных верно пиков); FN – количество ошибок второго рода (когда пик найден, но на самом деле его нет); FP – количество ошибок первого рода (когда пик не найден, но на самом деле он есть); TP – количество верно не найденных пиков (их нет на самом деле) [19] [18, 19].

Таблица 3

Рассмотреть сравнения все методы определить наличие RR-интервалов и их сегментов следующим образом:

Метод	Чувствительность	Специфичность	Точность (Accuracy)	Точность (Precision)	Средняя ошибка времени
DWT	0,975	0,991	0,988	0,985	3,56
Пиковый детектор	0,931	0,955	0,947	0,954	6,9
Пиковые индексы детектора	0,901	0,945	0,953	0,957	7,1

Заключение. В результате проделанной работы было выявлено, что метод дискретного вейвлет-преобразования (DWT) позволяет с высокой точностью определить наличие RR-интервалов и их сегментов. Это позволяет использовать данный метод для классификации ЭКГ-сигналов, формирования базы записей данных сигналов и генерирования тестовых сигналов, предназначенных для оценки характеристик носимых цифровых ONLINE-мониторов.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Интернет-портал PhysioNet. – URL: <https://www.physionet.org>.
2. Ту Дж., Гонсалес Р. Принципы распознавания образов: пер. И.П. Гуревича / под ред. Ю.И. Журавлева. – М.: Мир, 1978. – С. 410-415.
3. Бейтс Р.А., Хилтон М.Ф., Годфри К.Р. и Чаннелл М.Дж. Сравнение методов гармонического вейвлет-анализа variability сердечного ритма. – 1998. – С. 278-299.
4. Эрчелеби Э. Удаление шума сигналов электрокардиограммы с использованием дискретного вейвлет-преобразования на основе подъема. – 2004. – С. 479-493.
5. Пиньомарк А., Лимсакул К., Пхукпаттаранонт П. Оптимальные вейвлет-функции в вейвлет-шумоподавлении для многофункционального миоэлектрического управления // ECTI Transactions по электротехнике, электронике и коммуникациям. – ECTI, 2010. – С. 43-52.
6. Чуакри С. Вейвлет-шумоподавление сигнала электрокардиограммы на основе оценки искаженного шума // Компьютеры в кардиологии. – 2005, IEEE.
7. Хаберл Р., Джиге Г., Пултер Р., Стейнбек Г. Спектральное картирование электрокардиограммы с преобразованием Фурье для идентификации пациентов с устойчивой желудочковой тахикардией и ишемической болезнью сердца. – С. 310-326.
8. Месте О., Рикс Х., Каминал П., Такор Н. Характеристика поздних потенциалов желудочков в частотно-временной области с помощью вейвлет-преобразования // Транзакция IEEE по биомедицинской инженерии. – 1994. – С. 625-633.
9. Морлет Д., Кудерк Дж. П., Тубул П., Рубель П. Вейвлет-анализ ЭКГ высокого разрешения у пациентов после инфаркта: роль основного вейвлета и анализируемого отведения. – 1995. – С. 308-330.
10. Симсон М.Б., Эйлер Д., Майкельсон Э. Обнаружение задержки активации желудочков на поверхности тела у собак. – 1981. – С. 362-372.
11. Симсон М.Б. Использование сигнала терминального комплекса QRS для идентификации пациентов с желудочковой тахикардией после инфаркта миокарда. – 1981. – С. 230-244.
12. Эберт Х. Легкая ЭКГ. Интерпретация дифференциальных диагнозов. – Штутгарт; Нью-Йорк: Тиме, 2005. – С. 138-140.
13. Авдеева Д.К., Казаков В.Ю., Наталинова Н.М., Иванов М.Л. Результаты моделирования воздействия фильтра высокой частоты и фильтра низкой частоты на качество регистрации микропотенциалов на электрокардиограмме. – 2013. – С. 318.
14. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – 2007. – С. 438-444.
15. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MatLab. – 2005. – С. 304-310.
16. Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов // Функциональная диагностика. – 2011. – С. 75-78.
17. Дубровин В.И., Твердохлеб Ю.В., Харченко В.В. Автоматизированная система анализа и интерпретации ЭКГ // Радиоэлектроника, информатика, управление. – 2014. – С. 148-160.
18. Сайт «PhysioBank Archive Index». – <http://www.physionet.org/physiobank/database/>.
19. Гольденберг Л.М. Справочник. Цифровая обработка сигналов. – М.: Радио и связь, 1985. – С. 310-314.
20. Гайдышев И. Анализ и обработка. – СПб., 2006. – С. 750-754.
21. Монахова О.А. Регистрация кардиоинтервалограммы по вейвлетному спектру электрокардиограммы. – Саратов, 2009. – С. 10-17.
22. Монахова О.А. Исследование тонкой структуры электрокардиографического сигнала методами вейвлетного анализа. – Саратов, 2009. – С. 119-132.

REFERENCES

1. Internet-portal PhysioNet [The Internet portal PhysioNet]. Available at: <https://www.physionet.org>.
2. *Tu Dzh., Gonsales R.* Printsipy raspoznavaniya obrazov [Principles of image recognition]: translated by I.P. Gurevicha, ed. by Yu.I. Zhuravleva. Moscow: Mir, 1978, pp. 410-415.
3. *Beyts R.A., Khilton M.F., Godfri K.R. i Chappell M.Dzh.* Sravnenie metodov garmonicheskogo veyvlet-analiza variabel'nosti serdechnogo ritma [Comparison of methods of harmonic wavelet analysis of heart rate variability], 1998, pp. 278-299.
4. *Erchelebi E.* Udalenie shuma signalov elektrokardiogrammy s ispol'zovaniem diskretnogo veyvlet-preobrazovaniya na osnove pod"ema [Noise removal of electrocardiogram signals using discrete lift-based wavelet transform], 2004, pp. 479-493.
5. *Pin'omark A., Limsakul K., Pkhukpattaranont P.* Optimal'nye veyvlet-funktsii v veyvlet-shumopodavlenii dlya mnogofunktional'nogo mioelektricheskogo upravleniya [Optimal wavelet functions in wavelet noise reduction for multifunctional myoelectric control], *ECTI Transactions po elektrotehnike, elektronike i kommunikatsiyam* [ECTI Transactions in Electrical engineering, Electronics and Communications]. ECTI, 2010, pp. 43-52.
6. *Chuakri S.* Veyvlet-shumopodavlenie signala elektrokardiogrammy na osnove otsenki iskazhennogo shuma [Wavelet noise reduction of the electrocardiogram signal based on the assessment of distorted noise], *Komp'yutery v kardiologii* [Computers in Cardiology], 2005, IEEE.
7. *Khaberl R., Dzhige G., Pulter R., Steynbek G.* Spektral'noe kartirovanie elektrokardiogrammy s preobrazovaniem Fur'e dlya identifikatsii patsientov s ustoychivoy zheludochkovoy takhikardiey i ishemicheskoy boleznyu serdtsa [Spectral mapping of a fourier transform electrocardiogram for the identification of patients with sustained ventricular tachycardia and ischemic heart disease], pp. 310-326.
8. *Meste O., Riks Kh., Kaminal P., Takor N.* Kharakteristika pozdnykh potentsialov zheludochkov v chastotno-vremennoy oblasti s pomoshch'yu veyvlet-preobrazovaniya [Characterization of late ventricular potentials in the time-frequency domain using a wavelet transform], *Tranzaktsiya IEEE po biomeditsinskoj inzhenerii* [IEEE transaction on biomedical engineering], 1994, pp. 625-633.
9. *Morlet D., Kuderik Dzh. P., Tubul P., Rubel' P.* Veyvlet-analiz EKG vysokogo razresheniya u patsientov posle infarkta: rol' osnovnogo veyvleta i analiziruemogo otvedeniya [High-resolution ECG wavelet analysis in patients after a heart attack: the role of the main wavelet and the analyzed lead], 1995, pp. 308-330.
10. *Simson M.B., Eyler D., Maykel'son E.* Obnaruzhenie zaderzhki aktivatsii zheludochkov na poverkhnosti tela u sobak [Detection of delayed ventricular activation on the body surface in dogs], 1981, pp. 362-372.
11. *Simson M.B.* Ispol'zovanie signala terminal'nogo kompleksa QRS dlya identifikatsii patsientov s zheludochkovoy takhikardiey posle infarkta miokarda [Using the signal of the terminal complex QRS to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction], 1981, pp. 230-244.
12. *Ebert Kh.* Legkaya EKG. Interpretatsiya differentsial'nykh diaznozov [Light ECG. Interpretation of differential diagnoses]. Shtutgart; N'yu-York: Time, 2005, pp. 138-140.
13. *Avdeeva D.K., Kazakov V.Yu., Natalinova N.M., Ivanov M.L.* Rezul'taty modelirovaniya vozdeystviya fil'tra vysokoy chastoty i fil'tra nizkoy chastoty na kachestvo registratsii mikropotentsialov na elektrokardiogramme [Results of modeling the effect of a high-frequency filter and a low-frequency filter on the quality of recording micro-potentials on an electrocardiogram], 2013, pp. 318.
14. *Rangayyan R.M.* Analiz biomeditsinskikh signalov. Prakticheskiy podkhod [Analysis of biomedical signals. Practical approach], 2007, pp. 438-444.
15. *Smolentsev N.K.* Osnovy teorii veyvletov. Veyvlety v MatLab [Fundamentals of wavelet theory. Wavelets in MatLab], 2005, pp. 304-310.
16. *Drozhdov D.V.* Vliyanie fil'tratsii na diagnosticheskie svoystva biosignalov [Influence of filtering on diagnostic properties of biosignals], *Funktsional'naya diagnostika* [Functional diagnostics], 2011, pp. 75-78.
17. *Dubrovin V.I., Tverdokhleb Yu.V., Kharchenko V.V.* Avtomatizirovannaya sistema analiza i interpretatsii EKG [Automated system of analysis and interpretation of ECG], *Radioelektronika, informatika, upravlenie* [Radioelectronics, informatics, management], 2014, pp. 148-160.
18. Cayt «PhysioBank Archive Index» [The Website "PhysioBank Archive Index"]. Available at: <http://www.physionet.org/physiobank/database/>.
19. *Gol'denberg L.M.* Spravochnik. TSifrovaya obrabotka signalov [Guide. Digital signal processing]. Moscow: Radio i svyaz', 1985, pp. 310-314.

20. Gaydyshev I. Analiz i obrabotka [Analysis and processing]. Saint Petersburg, 2006, pp. 750-754.
21. Monakhova O.A. Registratsiya karrdiointervalogrammy po veyvletnomu spektru elektrokardiogrammy [Check cardiointervalogram in the wavelet spectrum of the electrocardiogram]. Saratov, 2009, pp. 10-17.
22. Monakhova O.A. Issledovanie tonkoy struktury elektrokardiograficheskogo signala metodami veyvletnogo analiza [Investigation of the fine structure of the electrocardiographic signal by wavelet analysis methods]. Saratov, 2009, pp. 119-132.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор З.М. Юлдашев.

Рәгәб Ага Мохамәд – Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»; e-mail: aga.mod@hotmail.co.uk; 197376, Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, 5; тел.: 88122343059; кафедра биотехнических систем; аспирант.

Ragheb Agha Mokhamed – Saint Petersburg Electrotechnical University “LETI”; e-mail: aga.mod@hotmail.co.uk; 5, prof. Popova street, Saint Petersburg, 197376, Russia; phone: +78123464487; the department of biotechnical systems; graduate student.

УДК 681.324

DOI 10.18522/2311-3103-2020-5-40-51

В.И. Потапов

ПРИМЕНЕНИЕ ЗАПРЕЩЕННЫХ ФИГУР В ЗАДАЧЕ РАСКРАСКИ ГРАФА ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ ПЕЧАТНЫХ ПЛАТ

Проектирование конструкции печатных плат в виде плоских структур без перемычек является одной из самых сложных задач на этапе схемотехнического проектирования. Задача в такой постановке особенно актуальна для микросборок и для электронных модулей контрольно-проверочной, бортовой аппаратуры, выполненных по технологии поверхностного монтажа, где, например, по причине металлического теплоотвода или керамического основания, структура соединений возможна только в одном слое. В работе рассматривается задача проектирования печатных плат в виде синтеза плоских структур электронных схем. Целью является расположение соединений на печатной плате без пересечений, что облегчает условия проведения трасс любому трассировщику современных программ проектирования. Для её решения предложено большое число различных алгоритмов, основным недостатком которых является заложенный в них принцип последовательного и фрагментарного просмотра коммутационного пространства. Сложность алгоритмов синтеза подобных структур обусловлена также необходимостью учета большого числа различных требований, связанных со спецификой их изготовления и особенностями разрабатываемого конструктивно-технологического решения. В настоящей работе предлагается выполнить проектирование печатной платы с высокой эффективностью трассировки соединений за счет решения задачи расслоения исходного графа-схемы и построения плоского графа-схемы как на стороне установки ЭРЭ, так и на обратной стороне платы - стороне пайки, исключая запрещенные фигуры по теореме Потрягина-Куратовского. Критерием является минимизация переходных отверстий, а также минимизация проводников (ребер) на одной стороне печатной платы. Задача расслоения представляет собой задачу раскраски графа в два цвета с использованием принципов характеристического управления, решение которой базируется на теореме Кенига, определяющей запрещенную фигуру в виде циклов нечетной длины. Для проектирования печатных плат разработаны алгоритм и методика построения планарных графов и расслоения графа на две стороны печатной платы с уменьшением количества неразведенных ребер. Точное решение принимает вид полиномиальной зависимости не выше 5-й степени, позволяющей получить результат за приемлемое время и повысить эффективность трассировки на 5–15 %.

Плоские структуры электронных средств; графо-теоретический подход; запрещенные фигуры; трассировка в одном слое; граф; ребро графа; планарность; алгоритм; анализ; синтез; электро-радиоэлемент.