УДК 004.9

МОДИФИЦИРОВАННЫЙ АЛГОРИТМ ПАНА-ТОМПКИНСА С АДАПТИВНЫМ ОПРЕДЕЛЕНИЕМ ГРАНИЦ QRS-КОМПЛЕКСА

Демушкина К.М., *аспирант кафедры информационно-вычислительных систем Пензенского государственного университета, e-mail: riabova.ksenija@yandex.ru*
Кузьмин А.В., *д.т.н., заведующий кафедрой информационно-вычислительных систем Пензенского государственного университета, e-mail: a.v.kuzmin@pnzgu.ru*

MODIFIED PAN-TOMPKINS ALGORITHM WITH ADAPTIVE DEFINITION OF THE BOUNDARIES OF THE QRS COMPLEX

Demushkina K.M., Kuzmin A.V.

The development and study of the modified Pan-Tompkins algorithm for determining R-peaks in ECG signals are considered. The proposed algorithm is based on the adaptive definition of the QRS complex boundaries and the search for the maximum point within this time range. The algorithm allows eliminating the characteristic time shift in detecting points corresponding to R-peaks, caused by the use of digital filters. As part of the experimental study, the developed modified algorithm with adaptive boundary detection was compared with the classical Pan-Tompkins algorithm, as well as with the Neurokit algorithm implemented in the library of the same name in Python. ECG signals from the open PhysioNet database were used as initial data. The comparison results showed that the proposed modification is significantly more accurate than the classical version of the algorithm and 5 % more accurate than the Neurokit algorithm.

Key words: ECG, R-peak, Pan-Tompkins algorithm, Neurokit library, PhysioNet database.

Ключевые слова: ЭКГ, R-пик, алгоритм Пана-Томпкинса, библиотека Neurokit, база данных PhysioNet.

Рассматриваются разработка и исследование модифицированного алгоритма Пана-Томпкинса для определения R-пиков в сигналах ЭКГ. В основе предложенного алгоритма лежит адаптивное определение границ QRS-комплекса и поиск максимальной точки в пределах этого временного диапазона. Алгоритм позволяет устранить характерный временной сдвиг при обнаружении точек, соответствующих R-пикам, обусловленный применением цифровых фильтров. В рамках экспериментального исследования разработанный модифицированный алгоритм с адаптивным определением границ сравнивался с классическим алгоритмом Пана-Томпкинса, а также с алгоритмом Neurokit, реализованным в одноименной библиотеке на языке Python. В качестве исходных данных использовались сигналы ЭКГ из открытой базы данных PhysioNet. Результаты сравнения показали, что предложенная модификация значительно точнее классической версии алгоритма и на 5 % точнее алгоритма Neurokit.

Введение

В настоящее время ЭКГ является повсеместно используемым методом кардиологического обследования. Она позволяет врачам давать первичную оценку состоянию сердца пациента, а также принимать решение о необходимом лечении. Автоматизация анализа кардиограмм решает множество проблем: снижение времени анализа ЭКГ, снижение вероятности врачебной ошибки, доступность обследования даже в отсутствии врача-кардиолога. Амплитудно-временной анализ ЭКГ, выполняемый специалистами вручную, состоит в оценке длительности каждого из событий, происходящего в течение кардиоцикла, в частности, волн P, Q, R, S, T. Задача автоматизированного анализа ЭКГ включает точное определение времени возникновения этих событий, их длительности и амплитуды.

Традиционно анализ ЭКГ начинается с определения точного положения зубца R, которое позволяет определить частоту сердечных сокращений по интервалам R-R. Зубец R является наиболее удобным для обнаружения благодаря своей амплитуде и форме. Относительно зубца R определяются остальные события, например, точка начала кардиоцикла [1, 2], поэтому от корректности его обнаружения зависит эффективность дальнейшего автоматизированного анализа ЭКГ. Одним из распространённых способов программного определения R-зубца является алгоритм Пана-Томпкинса [3]. Предложенный в 1985 году он и по сей день остается актуальным, широко применяется, реализован во многих системах и изложен в качестве примера в учебниках и практических руководствах по обработке биомедицинских сигналов, например, в [4].

Целью работы является модификация алгоритма Пана-Томпкинса для повышения точности определения положения R-пика на временной оси без характерных смещений и оценка его эффективности в сравнении с современным аналогом Neurokit на общедоступной базе кардиосигналов.

Анализ алгоритмов обнаружения R-пиков

Классический алгоритм Пана-Томпкинса [3] включает следующие шаги: фильтрацию низких частот, фильтрацию высоких частот, дифференцирование, а также возведение сигнала в квадрат. Затем применяется фильтр скользящего среднего, при этом окно устанавливается

таким образом, чтобы покрывать QRS-комплекс. После предварительной фильтрации происходит поиск пика с помощью адаптивной пороговой процедуры. Она состоит в установлении порогов для дифференцированного сигнала: если пик больше порога, он классифицируется как пик QRS-комплекса, если нет – то пик шума. Предусматривается второй этап пороговых процедур, когда пик, классифицированный как QRS-комплекс, определяется на исходном сигнале, пропущенном через фильтры, с целью окончательного определения пика.

Однако классический алгоритм Пана-Томпкинса не лишен недостатков. В частности, из-за множества последовательных фильтров происходит некоторый временной сдвиг обнаруженных точек, соответствующих R-пику, относительно исходного сигнала. Этот и другие подобные недостатки привели к появлению множества модификаций и доработок данного алгоритма [5, 6] Одна из модификаций описана в статье Леоновой А.В. и Агайченко А.А.: «К оригинальному алгоритму добавилась функция анализа артефактных участков, изменился фильтр, были изменены коэффициенты. В результате испытаний на записях базы данных MIT/BIH была получена ошибка 0.09 %, что в 7 раз меньше ошибки оригинального алгоритма, которая составляла 0.67 %» [7].

Существует алгоритм Гамильтона-Томпкинса [8], который состоит из следующих шагов: полосовой фильтрации, дифференцирования, возведения в квадрат и сглаживания. Как и классический алгоритм, он включает в себя адаптивную пороговую процедуру. Пороговые значения могут динамически изменяться в зависимости от средней амплитуды и частоты предыдущих комплексов, что позволяет алгоритму адаптироваться к особенностям ЭКГ различных пациентов и условиям записи сигнала. Затем выявленные QRS-комплексы оцениваются на наличие возможных ошибок, например, за счет исключения артефактов, вызванных мышечной активностью или помехами.

Зонг В. для определения QRS-комплекса предлагает использовать алгоритм, включающий следующие этапы: фильтрацию низких частот, преобразование длины кривой (curve length transform) с нелинейным масштабированием и применение решающих правил. Согласно данным тестирования на базе MIT/BIH по аритмии, алгоритм показал высокие результаты по точности и чувствительности [9].

Христов И. предложил метод обнаружения в режиме реального времени, основанный на сравнении абсолютных значений суммарных дифференцированных электрокардиограмм одного или нескольких отведений ЭКГ и адаптивного порога. Порог сочетает в себе три параметра: адаптивное значение скорости нарастания, второе значение, которое повышается при появлении высокочастотного шума, и третье, предназначенное для предотвращения пропуска ударов низкой амплитуды. Были разработаны два алгоритма: алгоритм 1 определяет текущий R, а алгоритм 2 дополнительно содержит компонент анализа интервала RR. По результатам тестирования алгоритм показывает высокую точность и чувствительность (около 99 %) [10].

Величко О. и Диас К.К. в своей работе описывают другой метод поиска R-пика, обращая внимание на следующее: «Метод базируется на технологии вейвлетного анализа и позволяет определять границы комплексов в сигналах без предварительной обработки. В качестве базового вейвлета используется комплексный вейвлет Морле. Предложены характерные точки действительной и мнимой компонент сечения вейвлетного спектра при а = 0,036 для определения границ и вершины QRS-комплексов» [11].

Элгенди М. предлагает применение двойного скользящего среднего, связанного с событиями, что позволяет использовать точный и простой в вычислительном отношении алгоритм для приложений реального времени и обработки больших баз данных [12].

Алгоритм Эмрича Д. преобразует временной ряд ЭКГ в графическое представление с использованием NVGtransformation. Затем в области графика вычисляется узловая метрика для взвешивания исходного сигнала с выделением позиций пиков, которые затем извлекаются с помощью процедуры определения порогового значения [13]. Предлагаемый детектор показал отличный результат на нескольких наборах данных ЭКГ, а также значительный прирост производительности по сравнению с общепринятыми алгоритмами.

Современной реализацией алгоритма обнаружения R-пиков является NeuroKit2 (далее Neurokit), включенный в набор программных инструментов для обработки биомедицинских сигналов, разработанный на языке Python [14]. На первом этапе сигнал проходит через фильтр Баттерворта второго порядка, а затем еще через ряд фильтров. Основная идея алгоритма Neurokit состоит в определении градиента электрокардиограммы, а также ее абсолютного значения. Далее определяется порог, с которым будет сравниваться градиент. Порог определяется как увеличенный в 1,5 раза абсолютный градиент. Превышение сигналом порога является признаком QRS-комплекса. Минимально допустимая длина QRS-комплекса определяется как разница между его концом и началом, умноженная на 0,4. Далее сигнал сегментируется относительно начала и конца комплекса и на этих участках определяется локальный пик. В конце определяется расстояние между двумя пиками, оно должно быть не больше, чем 30 % от частоты. Результатом работы алгоритма является набор R-пиков.

Модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса

Основная идея модификации заключается в определении границ расположения предполагаемого R-пика, как показано на рисунке 1. Модифицированный алгоритм включает все необходимые фильтры, используемые в классической реализации алгоритма Пана-Томпкинса, – фильтры нижних и верхних частот. Его схема представлена на рисунке 2. Для определения границ расположения пика в интегрированном сигнале, т.е. сигнале, прошедшем процедуры фильтрации и преобразования (рисунок 2), находятся все пики с целью получения начальной точки для определения границы. После этого, от определенного пика устанавливаются границы на расстоянии 5 мс от пика вправо и влево по оси времени. Затем в пределах заданного окна определяется реаль-

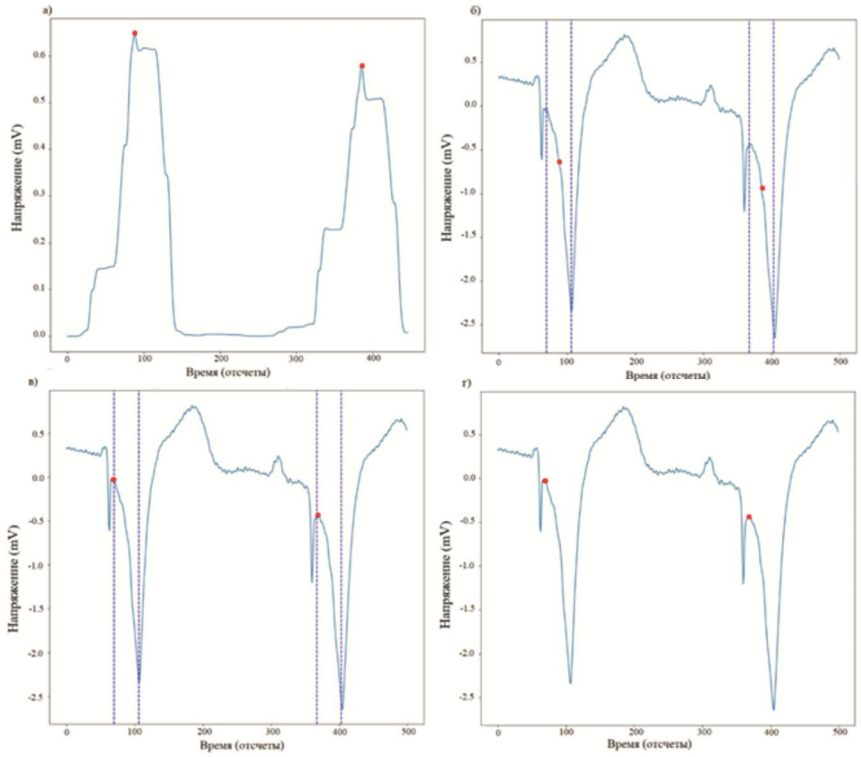


Рисунок 1. Определение границ предполагаемого R-пика: а) локальный пик на интегрированном сигнале; б) локальный пик на сигнале ЭКГ с границами QRS-комплекса; в) определенный R-пик на сигнале ЭКГ с границами QRS-комплекса; г) результат работы модифицированного алгоритма с адаптивным определением границ QRS-комплекса



Рисунок 2. Модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса

ное местоположение R-пика за счет поиска максимальной амплитуды в заданном интервале.

Пик будет определен, если его высота находится в пределах (1), и если пики находятся на минимальном расстоянии (2)

$$P_i \in [0,6 * A_{max}; A_{max}], \quad (1)$$

$$R_{min} = 0,2 * f + 10. \quad (2)$$

где P_i – локальный пик, A_{max} – максимальная амплитуда сигнала, R_{min} – минимальное расстояние между пиками, f – частота дискретизации

После определения локальных пиков на интегрированном сигнале, алгоритм корректирует полученные значения. Для этого рассчитывается окно, в которое предположительно попадает R-пик. Ширина данного окна рассчитывается по формуле:

$$W = 0,10 * f, \quad (3)$$

где W – окно предполагаемого местоположения R-пика.

Далее окно R-пика корректируется по формуле:

$$Win_R \epsilon [P_i - W/2; P_i + W/2]. \quad (4)$$

Затем в пределах каждого определенного окна находится наибольшее значение амплитуды и принимается за искомый пик. Результат работы алгоритма представлен на рисунке 3.

Модифицированный алгоритм реализован на языке Python с использованием библиотек numpy, scipy, matplotlib – для работы с сигналами и графиками, wfdb – для работы с базой данных PhysioNet. Результатом работы программного кода являются массивы отсчетов, в которых идентифицирован R-пик и изображение ЭКГ с точками R-пиков на сигнале.

Сравнительный анализ модифицированного алгоритма с аналогами

Тестирование модифицированного алгоритма Пана-

Томпкинса выполнялось с использованием данных открытых баз цифровых сигналов ЭКГ ресурса PhysioNet:

MIT-BIH Arrhythmia Database [15];

A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study [16].

Для сравнения выбраны следующие параметры:

– число правильно определенных R-пиков (TP),

– число ложноположительных R-пиков (FP),

– число ложноотрицательных R-пиков (FN).

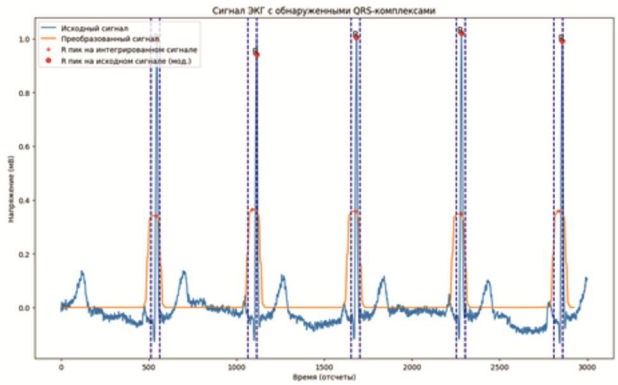


Рисунок 3. Результат работы модифицированного алгоритма Пана-Томпкинса

Ложноположительным считается некорректно определенный пик на ЭКГ, ложноотрицательным считается пик, которые вовсе не идентифицирован. В качестве статистических параметров выбраны следующие характеристики:

– чувствительность (Ch);

– специфичность (Sp);

– точность (T).

Результаты сравнительных тестов представлены в таблица 1. Для расчета чувствительности, специфичности и точности использовались формулы [17]:

$$Ch = \frac{TP}{TP + FN}, \quad Sp = \frac{TP}{TP + FP}, \quad T = TP / A, \tag{5}$$

где Ch – чувствительность; Sp – специфичность; TP – истинно положительные определения; FN – число ложных отрицаний; FP – число ложных обнаружений, T – точность; A – общее количество тактов.

Модифицированный алгоритм сравнивался с классическим алгоритмом Пана-Томпкинса и с алгоритмом Neurokit. Результаты работы программы представлены на рисунке 4.

Представлен сигнал из базы «A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study», где для анализа выбрано отведение V6, поскольку R-пики там имеют наибольшую амплитуду. По результатам исследования установлено, что модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса определяет R-пики точнее с точки зрения положения на оси времени и надежнее с точки зрения пропусков (рисунок 4, *а*).

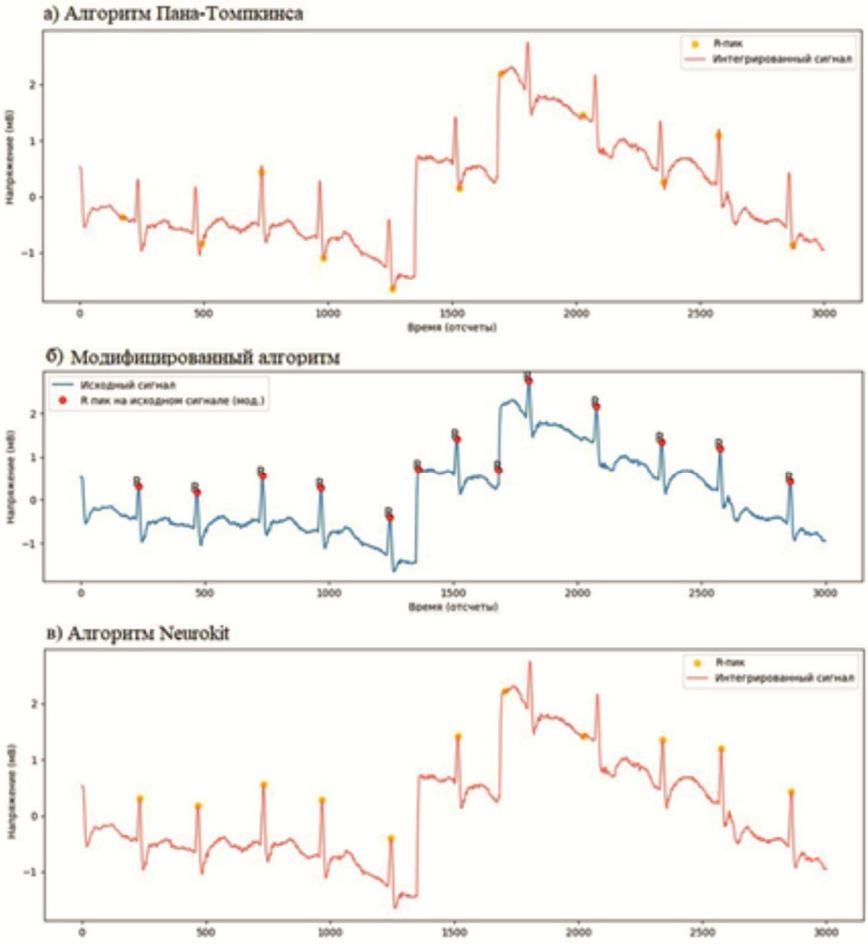


Рисунок 4. Сравнение результатов работы алгоритмов (отведение V6): а) классический алгоритмом Пана-Томпкинса; б) модифицированный алгоритм; в) алгоритм Neurokit

Таблица 1. Результаты сравнения алгоритмов определения R-пика

Показатель	MIT-BIH Arrhythmia Database			A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study		
	Модиф.	Пан-Томпкинс	Neuro-kit	**Модиф.**	Пан-Томпкинс	Neuro-kit
Ch	**79 %**	9 %	77%	**99%**	7 %	96 %
Sp	**76 %**	11 %	70%	90%	8 %	**94 %**
T	**74 %**	11 %	69%	91%	7 %	**95 %**

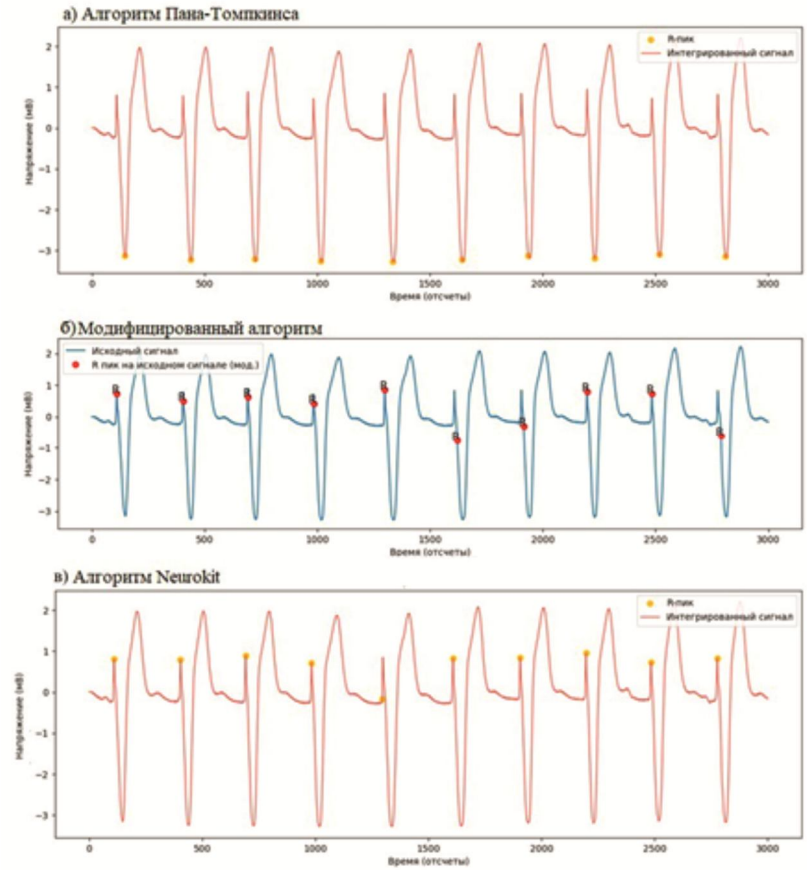


Рисунок 5. Сравнение результатов работы алгоритмов (отведение V2):
а) классический алгоритмом Пана-Томпкинса; б) модифицированный алгоритм; в) алгоритм Neurokit

Алгоритм Neurokit показывает более высокую специфичность и точность определения R-пиков на отведении V6, проигрывая модификации в чувствительности 3 % (таблица 1). Это позволяет модифицированному алгоритму давать ложноположительные результаты, при этом не пропуская действительное местоположение пиков. Фрагмент работы программы по диагностике R-пиков на указанной базе представлен на рисунок 4, *б*. Модификация алгоритма Пана-Томпкинса имеет только два ложноположительных сигнала, в то время как аналог дает дополнительно еще два. Это говорит о том, что в случае анализа ЭКГ, аналог может не идентифицировать реальное положение R-зубца, что приведет к отсутствию должного лечения и развитию заболевания.

Для полноты сравнения протестируем модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса на базе данных «MIT-BIH Arrhythmia Database», где в большей степени представлено только два отведения. На рисунке 5, *а* показаны результаты сравнения модификации с классическим алгоритмом Пана-Томпкинса в отведении V2. Сложность определения R-пика в данном отведении состоит в том, что он может быть минимальным или отсутствовать вовсе.

По результатам сравнительного анализа определено, что модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса имеет относительно классической версии большую чувствительность и специфичность (таблица 1), а также он в разы ее точнее. Классическая реализация не устойчива к артефактам и шуму, поэтому результаты тестирования оказались невысокими.

В ходе исследования модифицированный алгоритм сравнивался также с алгоритмом Neurokit, реализованным в одноименной библиотеке для языка программирования Python. На рисунке 5, *б* представлен фрагмент работы программы по определению R-пиков на базе данных «MIT-BIH Arrhythmia Database», отведение V2. Видно, что алгоритм Neurokit показывает высокую точность определения R-пиков, а предложенная модификация незначительно уступает ему в точности их идентификации. В ходе сравнительных тестов установлено следующее: модифицированный алгоритм показал более высокую специфичность (76 %) и чувствительность

(79 %), при этом, не уступая в точности определения (74 %) (таблица 1).

Таким образом, по результатам сравнительного тестирования установлено следующее: модифицированный алгоритм Пана-Томпкинса показал свою эффективность в сравнении с классическим вариантом, превысив показатели точности определения R-пиков. Также стоит отметить, что он обнаруживает R-пики стабильнее на всех отведениях кардиограммы, незначительно уступая алгоритму Neurokit в V6 отведении, где R-пик имеет максимальную амплитуду, и показывая более высокую точность и чувствительность на отведении V2, где R-пик может иметь незначительные амплитудные характеристики.

Заключение

Предложен алгоритм поиска R-пиков с адаптивным определением QRS-комплекса, являющийся модификацией классического алгоритма Пана-Томпкинса. Отличительной особенностью алгоритма является поиск пиков сигналов с последующим уточнением положения R-пика в пределах рассчитанного локального окна по критерию максимальности значения отсчета сигнала.

Модифицированный алгоритм по результатам тестирования имеет чувствительность 79 %, специфичность 76 %, точность около 74 % в отведении V2. Для отведения V6 результаты оказались следующими: чувствительность 99%, специфичность 90 %, точность 91 %. Относительно низкая специфичность в отведении V6 для модифицированного алгоритма свидетельствует о том, что вероятность обнаружения пика там, где его нет в модифицированном алгоритме чуть выше, чем в аналоге Neurokit.

Литература

1. Патент № 2312593 C1 Российская Федерация, МПК A61B 5/0452. Способ выделения начала кардиоцикла в реальном времени и устройство для его осуществления: № 2006117600/14: заявл. 22.05.2006: опубл. 20.12.2007 / А.Н. Варнавский, О.В. Мельник, А.А. Михеев; заявитель ГОУВПО Рязанская государственная радиотехническая академия. EDN WDUPSO.

2. Патент № 2294139 C1 Российская Федерация, МПК A61B 5/0452. Способ выделения начала кардиоцикла и устройство для его осуществления: № 2005115597/14: заявл. 23.05.2005: опубл. 27.02.2007 / О.Н. Бодин, И.О. Жулев, Д. С. Логинов [и др.] ; заявитель Пензенский государственный университет (ПГУ). EDN FKMTPZ.

3. Pan J., Tompkins W.J. A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1985, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236.

4. Rangayyan R.M. Biomedical Signal Analysis. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, Incorporated, 2015. 1 p.

5. Balta D., Akyemis E.M. Arrhythmia Detection using Pan-Tompkins Algorithm and Hilbert Transform with Real-Time ECG Signals. Acperpro. 2021, vol. 4, no. 1, pp. 307-315.

6. Khan N., Imtiaz M.N. Pan-Tompkins++: A Robust Approach to Detect R-peaks in ECG Signals. 2023.

7. Леонова А.В., Агейченко А.А. Модификация алгоритма распознавания QRS комплексов в реальном времени Пана-Томпкинсона. Инженерный вестник Дона. 2015. № 2-2(36). С. 106. EDN UICJYL.

8. Hamilton P.S., Tompkins W.J. Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1986, vol. BME-33, no. 12, pp. 1157-1165.

9. Zong W., Moody G.B., Jiang D. A robust open-source algorithm to detect onset and duration of QRS complexes. Computers in Cardiology, 2003. Thessaloniki Chalkidiki, Greece: IEEE, 2003, pp. 737-740.

10. Christov I.I. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. BioMed Eng OnLine. 2004, vol. 3, no. 1, 28 p.

11. Velychko O., Dias K.K. Method of QRS complex definition in ECG signals without pre-processing. Bulletin of the National Technical University «KhPI». A series of «Information and Modeling». 2019, vol. 0, no. 28 (1353).

12. Elgendi M. et al. Systolic Peak Detection in Acceleration Photoplethysmograms Measured from Emergency Responders in Tropical Conditions. PLoS ONE / ed. Bondarenko V.E. 2013, vol. 8, no. 10, e76585 p.

13. Emrich J. et al. Accelerated Sample-Accurate R-Peak Detectors Based on Visibility Graphs. 2023 31st European Signal Processing Conference (EUSIPCO). Helsinki, Finland: IEEE, 2023, pp. 1090-1094.

14. Makowski D. et al. NeuroKit2: A Python toolbox for neurophysiological signal processing. Behav Res. 2021, vol. 53, no. 4, pp. 1689-1696.

15. Moody G.B., Mark R.G. MIT-BIH Arrhythmia Database. physionet.org, 1992.

16. Zheng J., Guo H., Chu H. A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study. PhysioNet.

17. Рослякова А.В., Чупраков П.Г. Сравнительный анализ алгоритмов обнаружения R зубца электрокардиосигнала. Вятский медицинский вестник. 2012. № 2. С. 29-35. EDN PARSIL.