

Алгоритм выделения опорных точек на совместном сигнале ЭКГ и фонокардиограммы

А. С. Бердников

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет

«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

LexLunnyi@gmail.com

Аннотация. Рассмотрены методы совместной обработки фонокардиосигнала и ЭКГ с целью выделения их опорных точек (QRS-комплекса и пика Т-волны на ЭКГ, пиков амплитуды тонов S1 и S2 на фонокардиограмме) для дальнейшей сегментации, анализа и выделения информативных признаков.

Ключевые слова: аускультация сердца, фонокардиограмма, ЭКГ, основные тона, полиномиальная аппроксимация, спектр, преобразование Фурье, машинное обучение

I. ВВЕДЕНИЕ

Разработано большое количество алгоритмов и методов обработки ЭКГ для выделения информативных признаков, позволяющих диагностировать различные патологии сердца или, как минимум, значительно увеличить точность и эффективность дальнейших назначений. Однако, существуют варианты, когда данных, полученных из сигнала ЭКГ, может быть недостаточно для постановки диагноза. В таких случаях совместное использование сигналов ЭКГ и фонокардиограммы (ФКГ) может значительно облегчить задачу. Так, например, период напряжения желудочков (период изгнания крови из желудочков, который можно определить как время от R-пика на ЭКГ до пика тона S1 на ФКГ) и время сокращения левого желудочка (от открытия до закрытия аортального клапана, который можно определить как время от пика S1 до пика S2) полезны при диагностировании фибрилляции предсердий [1].

II. МЕТОДЫ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ ЭКГ И ФКГ

Первым шагом обработки сигналов традиционно является фильтрация. В изученной литературе частотные границы полосовых фильтров значительно меняются от источника к источнику. Были использованы чаще всего встречаемые границы:

- 1 – 50 Гц для ЭКГ;
- 10 – 450 Гц для ФКГ.

Также были добавлены режекторные фильтры на 50 Гц и 60 Гц для избавления от наводок силовой сети. Фильтр на 60 Гц необходим, так как в работе использовались записи, сделанные, в том числе, в западных странах, где стандартом частоты промышленной сети является 60 Гц.

Перед выделением информативных признаков (временных, частотных, амплитудных), которые далее можно использовать, например, как предикторы машинного обучения, необходимо сегментировать исходные записи или выделить опорные точки, по которым вся запись будет разбита на типовые сегменты и для которых далее будет осуществляться выделение

информативных признаков. Сегментирование ЭКГ в данной работе включало выделение QRS-комплекса и пика Т-волны. Сегментирование ФКГ включало выделение пиков амплитуд тонов S1 и S2.

A. Выделение опорных точек на ЭКГ

Как уже было ранее упомянуто, на ЭКГ были выделены два типа опорных точек: QRS-комплексы и пики Т-волн. Для первого типа были использованы следующие подходы:

- алгоритм Пана–Томпкинса [2];
- алгоритма Гамильтона [3];
- алгоритм с адаптивным порогом [4];
- алгоритм Engelse and Zeelenberg [5];
- алгоритм с использованием стационарного вейвлет-преобразования [6];
- алгоритм с использованием пороговых правил [7].

После выделения QRS-комплекса следующей важной задачей стало выделение пика Т-волны, так как именно за ней следует тон S2 на ФКГ. Был разработан следующий алгоритм:

- вся запись ЭКГ разбивается на сердечные циклы по точкам выделенных QRS-комплексов;
- по полученным циклам строится усредненная модель (в расчет берутся только отсчеты сигнала с номерами, которые присутствуют в каждом цикле; при этом начальной считается точка детектирования QRS-комплекса);
- для усредненного цикла при помощи полинома десятой степени строится огибающая;
- находится производная полинома и ее действительные корни (таким образом, находим точки перегиба);
- последовательно от первого корня строятся треугольники из трех точек, идущих друг за другом;
- для каждого треугольника рассчитывается его «вес» как отношение площади треугольника к длине его наибольшей стороны;
- выбирается треугольник с максимальным весом и средней точкой выше точек основания; координаты основания дают диапазон поиска пика Т-волны;
- для каждого цикла находится пик Т-волны как отсчет с максимальной амплитудой в диапазоне

точек основания треугольника (координаты определяются как смещение соответствующего основания усредненного цикла от точки QRS-комплекса).

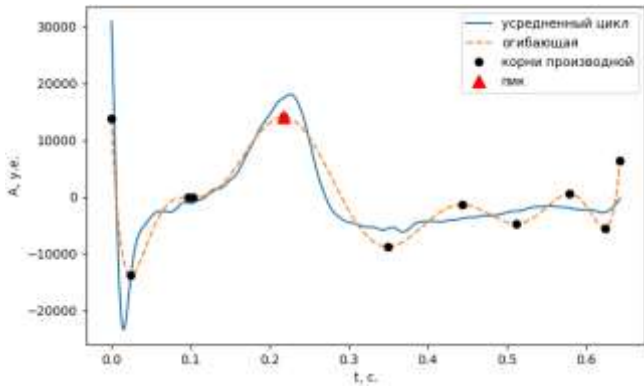


Рис. 1. Усредненный сердечный ЭКГ-цикл

На рис. 1 приведен пример усредненного цикла (сплошная линия) с построенной огibaющей (пунктирная линия), действительными корнями производной (круглые точки) и вершиной треугольника с максимальным «весом» (треугольная точка). На рис. 2 приведен пример записи ЭКГ-сигнала (синий график) с детектированными пиками Т-волн (красные точки).

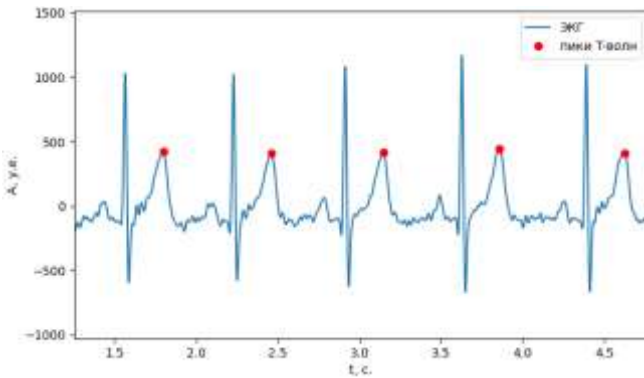


Рис. 2. Пример ЭКГ с детектированными пиками Т-волн

В. Выделение опорных точек на ФКГ

На основе сегментированной ЭКГ было выполнено выделение опорных точек на ФКГ. При условии, что ФКГ и ЭКГ записаны синхронно и с одинаковой частотой дискретизации, тон сердца S1 локализован между QRS-комплексом и пиком Т-волны одного сердечного цикла, а тон сердца S2 между пиком Т-волны текущего сердечного цикла и QRS-комплексом следующего.

Учитывая вышеизложенное, ФКГ была сегментирована на области тонов S1 и S2. С использованием непрерывного вейвлет-преобразования (с вейвлетом Морле) для каждой области отсчетов была построена скалограмма [8]. Ее размеры зависят от длины участка сигнала ФКГ, содержащего соответствующий тон. Так на рис. 3 приведен пример области (a), содержащий тон S2 размером около 1000 отсчетов (с учетом частоты дискретизации равной 2 кГц это соответствует примерно 500 мс) и ее скалограмма (b).

Далее, с помощью скользящего окна, были определены пики тонов. Для этого окно, размером в 31 отсчет перемещалось по скалограмме. После каждой итерации сдвига для текущего местоположения определялась сумма модулей всех коэффициентов

скалограммы в пределах окна. Положение окна с максимальной суммой коэффициентов для всей области тона определяло положение его пика. Т.е. суммы следующих компонентов определили пики тонов:

- номер отсчета начала области тона в записи;
- координата начала окна с максимальной суммой коэффициентов скалограммы в области тона;
- координата середины окна (15 для окна в 31 элемент).

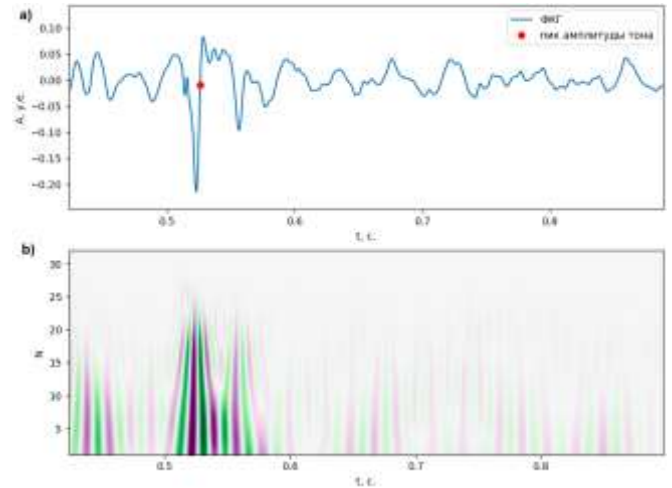


Рис. 3. Пример области тона S2 (a) и ее скалограммы (b)

На рис. 4 приведен пример ФКГ сигнала с выделенными пиками тонов S1 (круглые маркеры на графике) и S2 (треугольные маркеры на графике).

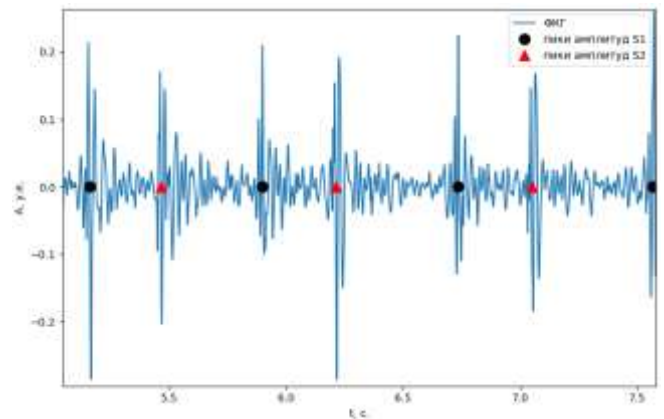


Рис. 4. Пример ФКГ сигнала с выделенными пиками основных тонов

III. РЕЗУЛЬТАТЫ

В качестве базы данных для отладки, тестирования и определения точности алгоритмов использовалась база «PhysioNet/CinC Challenge 2016: Training Sets» [9]. Она была разбита на 5 частей (промаркированы от «А» до «Е»). Поскольку только датасет «А» содержит синхронизированные записи ЭКГ и ФКГ, то в исследованиях использовался именно он.

Была выполнена разметка части записей, которые далее и использовались для определения точности. Разметка была выполнена следующим образом: максимально локализовано были выделены диапазоны отсчетов, в которых находятся QRS-комплексы, пики Т-волн и пики амплитуд тонов S1 и S2.

После выполнения сегментации записи выполнялось определение точности для каждого типа опорных точек при помощи следующих параметров:

- **TP** – количество верно найденных опорных точек в диапазонах для этого типа;
- **FP** – количество диапазонов, в которых опорные точки соответствующего типа не были найдены, но при этом на разметке они есть;
- **TN** – количество диапазонов, в которых не было и не должно было быть найдено опорных точек соответствующего типа;
- **FN** – количество точек, детектированных в диапазонах, в которых их не должно быть.

Используя вышеуказанные параметры, были рассчитаны следующие значения:

- точность (**ACC**) – отношение суммы TP+TN к сумме диапазонов с опорными точками и без, для соответствующего типа на разметке ($P + N$);
- чувствительность (**TPR**) – отношение TP к общему количеству опорных точек соответствующего типа (P) на разметке;
- специфичность (**TNR**) – отношение TN к общему количеству диапазонов, в которых нет точек соответствующего типа (N) на разметке.

В табл. 1 приведены результаты детектирования QRS-комплекса разными методами. Поскольку наилучший результат дал алгоритм с использованием пороговых правил, то именно он в дальнейшем был использован для расчета усредненного сердечного цикла и поиска остальных опорных точек на ЭКГ и ФКГ. В табл. 2 приведены результаты определения точности сегментирования всех опорных точек ЭКГ и ФКГ.

ТАБЛИЦА I Точность ДЕТЕКТИРОВАНИЯ QRS-КОМПЛЕКСА

Метод	ACC, %	TPR, %	TNR, %
алгоритм Пана–Томпкинса	97,35	94,70	100
алгоритма Гамильтона	91,48	84,47	98,48
алгоритм с адаптивным порогом	83,71	71,97	95,45
алгоритм Engelse и Zeelenberg	87,69	79,55	95,83
алгоритм с использованием стационарного вейвлет-преобразования	92,23	96,21	88,25
алгоритм с использованием пороговых правил	98,86	97,73	100,0

ТАБЛИЦА II Точность ДЕТЕКТИРОВАНИЯ ОПОРНЫХ ТОЧЕК ЭКГ и ФКГ

Опорная точка	ACC, %	TPR, %	TNR, %
QRS-комплекс	98,86	97,73	100
пик T-волны	98,11	96,97	99,24
пик амплитуды S1	96,21	95,45	96,97
пик амплитуды S2	96,59	95,83	97,35

IV. ВЫВОДЫ

Представленные алгоритмы позволяют определить опорные точки на совместно снятых ЭКГ и ФКГ с достаточно высокой точностью и могут быть использованы в дальнейших исследованиях.

Однако использование их в серийных приборах или ПО может быть затруднено из-за низкой скорости работы. Эта проблема стоит наиболее остро в случае использования в устройствах длительного мониторинга сердечной деятельности (холтерах и патч-мониторах), а также при использовании высокой частоты дискретизации.

Данная проблема может быть решена несколькими путями: уменьшение частоты дискретизации для построения усредненного сердечного цикла, использование более быстрых алгоритмов преобразований и построения полинома, вычислением непрерывного вейвлет-преобразования для ФКГ одновременно с детектированием QRS-комплекса и т. п.

V. ДАЛЬНЕЙШИЕ ПЕРСПЕКТИВЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Можно выделить несколько направлений дальнейших исследований:

- поиск или сбор дополнительных баз данных с последующей разметкой записей;
- апробирование других алгоритмов для выделения опорных точек с целью получения более высокой точности или меньшего времени обработки записей;
- для сегментированных участков выделение их свойств (временных, частотных, амплитудных) и дальнейшее их использование в качестве предикторов моделей машинного обучения с целью формирования по совместной записи ЭКГ и ФКГ диагноза или направления на дальнейшие исследования.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Janjarasjitt S. (2020) Quantification of Systolic Time Intervals Using Continuous Wavelet Transform of Electrocardiogram and Phonocardiogram Signals. In: Lin KP., Magjarevic R., de Carvalho P. (eds) Future Trends in Biomedical and Health Informatics and Cybersecurity in Medical Devices. ICBHI 2019. IFMBE Proceedings, vol 74. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-30636-6_49
- [2] Pan, J. and Tompkins, W. (1985) A Real Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 32, 230-236. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>.
- [3] P. Hamilton, "Open Source ECG Analysis", Computers in Cardiology, vol. 29, pp. 101-104, 2002.
- [4] Christov, I.I. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. BioMed Eng OnLine 3, 28 (2004). <https://doi.org/10.1186/1475-925X-3-28>.
- [5] W. Engelse and C. Zeelenberg, "A single scan algorithm for QRS detection and feature extraction", IEEE Comp. in Cardiology, vol. 6, pp. 37-42, 1979
- [6] V. Kalidas and L. Tamil, "Real-time QRS detector using Stationary Wavelet Transform for Automated ECG Analysis," 2017 IEEE 17th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), 2017, pp. 457-461, doi: 10.1109/BIBE.2017.00-12.
- [7] Немирко А.П., Калининченко А.Н., Манило Л.А. Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. Издательство ФИЗМАТЛИТ. 2017. 248 с.
- [8] Addison PS. (2018) Introduction to redundancy rules: the continuous wavelet transform comes of age. Phil. Trans. R. Soc. A 376: 20170258. <http://dx.doi.org/10.1098/rsta.2017.0258>.
- [9] PhysioNet/CinC Challenge 2016: Training Sets // URL: <https://archive.physionet.org/pn3/challenge/2016/> (дата обращения: 13.02.2022).