

Вычисление и анализ стандартного сегмента ЭКГ-сигнала для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний

Н.С. Давыдов^а, А.Г. Храмов^а

^а Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П.Королева, 443086, Московское шоссе, 34, Самара, Россия

Аннотация

В данной статье будут описаны: разработанная модель стандартного сегмента цифрового ЭКГ-сигнала и метод его вычисления с целью разработки алгоритма диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Вариабельность и индивидуальность каждой ЭКГ-записи может послужить препятствием к созданию универсального классификатора сердечно-сосудистых заболеваний и постановке диагноза. В дальнейшем на основе разработанного общего стандартного сегмента ЭКГ-сигнала можно будет проводить диагностику различными методами классификации данных.

Ключевые слова: ЭКГ-сигнал; обработка сигналов; общий стандартный сегмент; сердечно-сосудистые заболевание; обнаружение заболеваний; классификатор

1. Введение

В современном мире задача комплексной диагностики организма является крайне актуальной задачей. Для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний используются различные методы, основанные на применении различных преобразований и приведении сигнала к виду, в котором его удобно анализировать и обрабатывать.

В данной работе предлагается новый метод приведения сигнала к приемлемому для обработки виду, который заключается в вычислении общего сегмента для всего сигнала. Вычисление общего сегмента основано на приведении каждого сегмента к стандартному виду и усреднении полученного набора.

В процессе разработки был использован метод выделения R-зубцов ЭКГ-сигнала, основывающийся на применении преобразования Гильберта и полосового фильтра [1].

2. Вычисление общего сегмента

2.1. Постановка задачи. Основные понятия

В качестве исходных данных в процессе исследования были использованы различные записи ЭКГ-сигналов из базы данных MIT PhysioNet, так как записи в этой базе данных обладают наиболее полной информацией о пациенте, его диагнозе и содержат все 12 отведений ЭКГ. Однако дальнейшие преобразования проводятся над вторым стандартным отведением, так как именно это отведение содержит наиболее общую информацию о состоянии пациента. Исходный сигнал был поделён на сегменты – интервалы между почти периодическими R-пиками. Для выделения R-пиков может быть использован любой из известных на данный момент методов.

Сегмент имеет множество варьирующихся параметров, которые могут помешать дальнейшему анализу с целью определения принадлежности к какому-либо классу заболеваний. В таком случае, требуется преобразовать исходный сегмент сигнала к виду, который будет удовлетворять следующим требованиям:

- 1) Амплитуда сегмента сигнала $f(x)$ должна находиться в интервале от нуля до единицы:
$$0 \leq |f(x)| \leq 1.$$
- 2) Количество отсчётов в каждом сегменте сигнала должно быть одинаково.
- 3) Значения амплитуда на концах сегмента должны быть равны максимуму.

Первое требование обуславливается тем, что значение амплитуды у всего ЭКГ сигнала изменяется во времени, потому у каждого сегмента амплитуда будет находиться в разных интервалах. Второе требование выдвигается с целью дальнейшего приведения сегментов к единому виду и проведению усреднения. Третье требование обеспечивает определённое максимальное значение на каждом из концов, что устраняет неопределённость того, на каком из концов находится максимальное значение.

2.2. Нормализация амплитуды

Первым шагом в приведении сегмента к стандартному виду является нормализация амплитуды и её перенос в интервал от нуля до единицы. Изначально сегмент сигнала имеет максимум и минимум, отличающиеся от требуемых и находящиеся в интервале $[-1;1]$. Для сдвига сегмента требуется вычесть минимальное его значение из каждого отсчёта сигнала:

$$f_j^1 = f_{ji} - \min(f_j), \quad i = \overline{1, N},$$

где N – количество отсчётов в j -ом сегменте, f_j – вектор исходных значений сегмента, $\min(f_j)$ – минимальное значение в j -ого сегмента, f_j^1 – смещённый j -ый сегмент.

Далее для того, чтобы максимум сегмента не превышал единицы, требуется поделить полученный смещённый сегмент на максимальное значение сегмента после смещения:

$$f_j^2 = \frac{f_{ji}^1}{\max(f_j^1)}, \quad i = \overline{1, N},$$

где N – количество отсчётов в i -ом смещённом сегменте, f_j^1 – вектор исходных значений смещённого сегмента, $\max(f_j^1)$ – максимальное значение смещённого j -ого сегмента, f_j^2 – нормализованный j -ый сегмент.

В результате, будет получен сигнал с амплитудой, находящийся в границах от нуля до единицы (рис. 1).

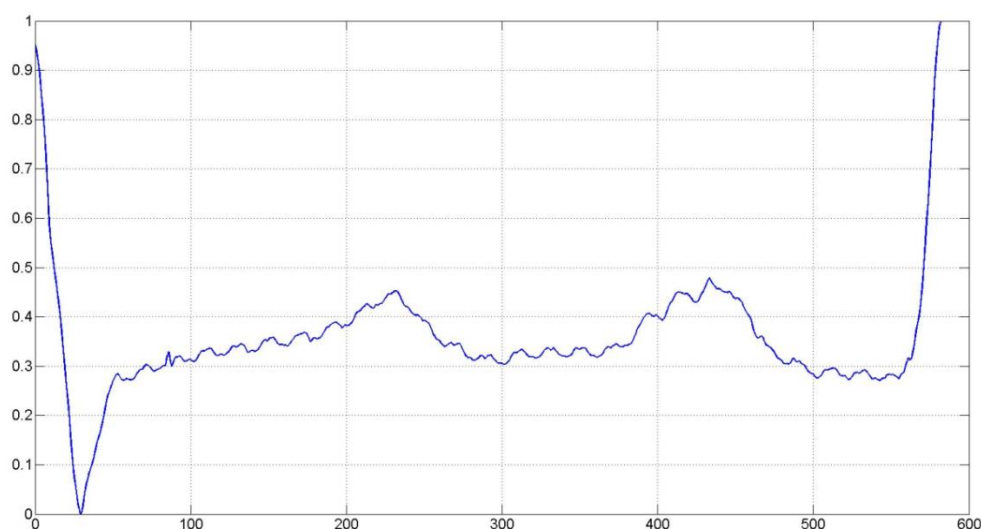


Рис. 1. Нормализованный сегмент сигнала.

2.3. Интерполяция сегмента

Длина сегмента или количество отсчётов в сегменте сигнала – одна из варьирующихся величин. У каждого из сегментов сигнала могут быть разные длины, отличающиеся на небольшую неизвестную величину. Подобная неопределённость с количеством отсчётов в сегменте является препятствием при дальнейшем вычислении общего сегмента.

Для того чтобы привести все длины сегментов сигнала к единому значению, требуется провести интерполяцию каждого из них. Исходный фрагмент является набором точек, также как и интерполированный, однако обработанный фрагмент будет содержать, предположительно, меньшее количество точек в том же диапазоне.

Перед применением интерполяции, исходный сегмент был смещён к нулю относительно оси абсцисс путём вычитания первого значения временной координаты, после извлечения из сигнала. В ходе интерполяции рассматриваются значения новых точек начиная со второго и заканчивая предпоследним, так как крайние значения должны совпадать с известными значениями сегмента. Далее, в случае попадания точки между двумя точками исходного интервала, между этими двумя точками проводится прямая, на пересечении с которой находится значение амплитуды в новой сформированной точке. Вычисления проводятся по следующим формулам:

$$\begin{cases} y_1 = kx_1 + b \\ y_2 = kx_2 + b, \\ y_3 = kx_3 + b \end{cases}$$

где y_1, y_2, x_1, x_2 – абсциссы и ординаты точек, известных из исходного сигнала, x_3 – известная абсцисса из формируемого сигнала, y_3 – искомая ордината формируемого сигнала.

В результате интерполяции будет получен сегмент с требуемым количеством точек (рис. 2).

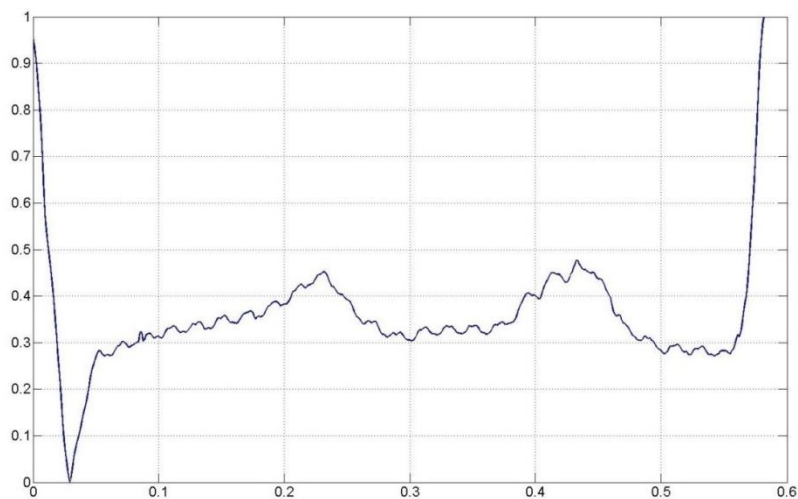


Рис. 2. Интерполированный сегмент сигнала.

2.4. Вычисление среднего общего сегмента сигнала

В результате всех проделанных шагов будет получен сегмент стандартного вида. Далее требуется повторить шаги для каждого из сегментов выбранного отведения ЭКГ-сигнала. После обработки каждого сегмента можно проводить усреднение для вычисления общего стандартного сегмента сигнала. Теперь это становится возможным, так как длины всех сегментов одинаковы, а амплитуды находятся в требуемом интервале $[0;1]$. Очевидно, что если наложить все стандартизованные сегменты, то общий сегмент, полученный после усреднения, будет являться линией тренда всех сегментов (рис. 3).

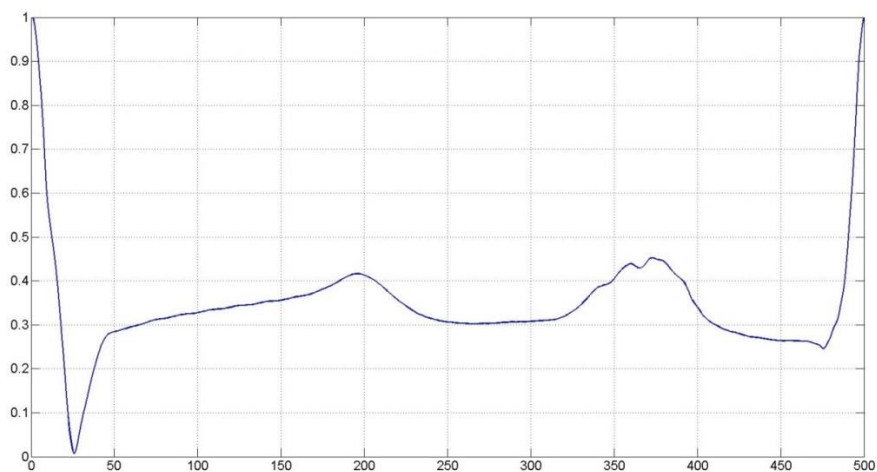


Рис. 3. Общий стандартный сегмент ЭКГ-сигнала.

2.5. Результаты вычисления общего стандартного сегмента

Для сравнения результатов вычисления общего стандартного сегмента были выбраны записи четырёх пациентов, среди которых присутствуют записи здорового пациента, пациента с кардиомиопатией, инфарктом миокарда и аритмией (рис. 4). В ходе сравнения становится ясно, что сегмент здорового пациента кардинально отличается от трёх остальных, что делает возможным дальнейший анализ и построение классификатора с целью различия сегментов принадлежащих здоровым пациентам и пациентам с заболеванием.

3. Заключение

В этой работе были сформированы модель общего стандартного сегмента и метод его вычисления. В дальнейшем, на основе данного вида сегмента будут сформированы методы обнаружения заболеваний и правила работы классификатора. В ходе исследований было получено, что общие стандартные сегменты здоровых пациентов и пациентов с различными видами заболеваний различаются, что позволяет сформировать соответствующие правила для обнаружения сходства с тем или иным видом сердечно-сосудистых заболеваний или сходства со сегментами здоровых пациентов.

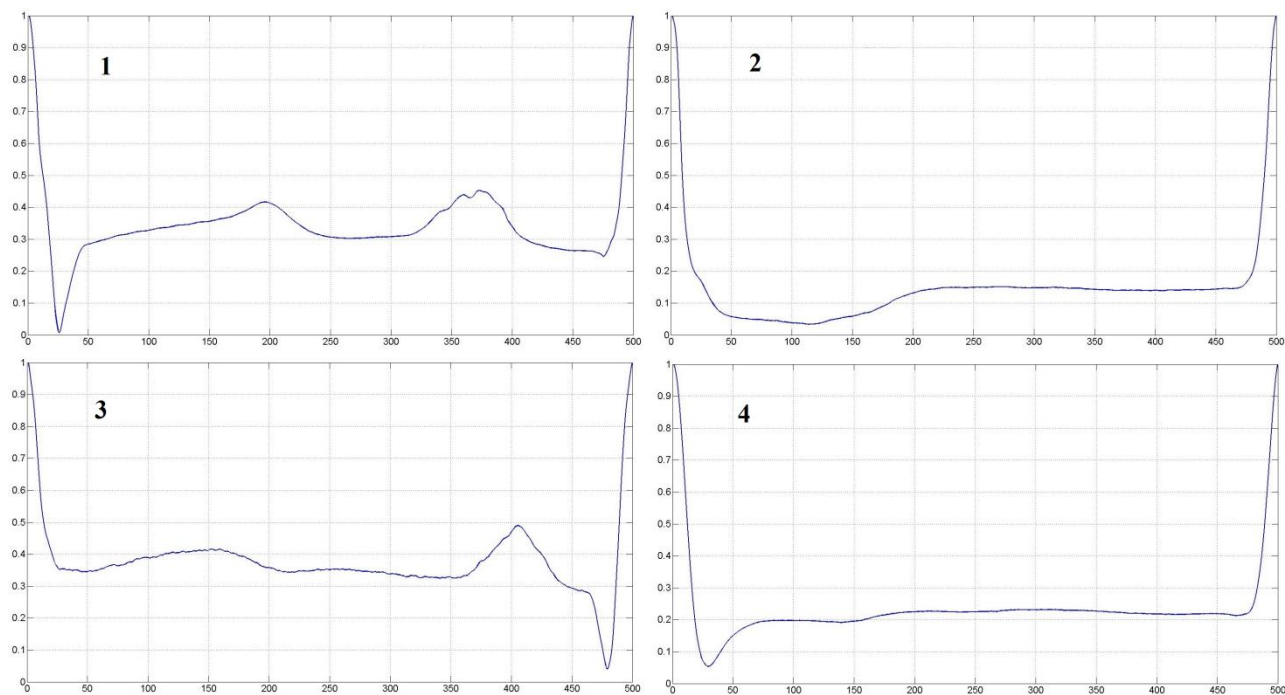


Рис. 4. Сравнение общих стандартных сегментов (1 – здоровый, 2 – кардиомиопатия, 3 – инфаркт миокарда, 4 – аритмия).

Литература

- [1] Fedotov, A.A. Effective QRS-Detector Based on Hilbert Transform and Adaptive Thresholding / A.A. Fedotov, A.S. Akulova, S.A. Akulov // IFMBE Proceedings. – 2016. - Vol 57. – P. 140-144.
- [2] Бахвалов, Н.С. Численные методы : учебное пособие для вузов / Н.С.Бахвалов, А.А.Корнев, Е.В. Чижанков. – Москва: Лаборатория знаний. – 2016. – 352 с.
- [3] Самарский, А.А. Численные методы / А.А. Самарский, А.В. Гулин. – Москва: Наука. – 1989. – 432 с.
- [4] Gersten, A. The RR interval spectrum, the ECG signal and aliasing / A. Gersten, O. Gersten, A. Ronen, Y. Cassuto. - Ben-GurionUniversity of the Negev. – 1999. –17 p.