

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДА ГЛАВНЫХ КОМПОНЕНТ К КАРДИОСИГНАЛУ

Вылегжанин О.Н., Демидова О.О.

Научный руководитель: Вылегжанин О.Н.

Национальный Исследовательский Томский политехнический университет
ok_demidova@mail.ru

Введение

В настоящее время в электрокардиографии интенсивно развивается направление, связанное с регистрацией и анализом низкоуровневых составляющих кардиосигнала, так называемая электрокардиография высокого разрешения. Многими авторами показана высокая значимость диагностических признаков, получаемых в рамках данного направления [1].

Для выявления, извлечения и анализа различных компонентов электрокардиограммы применяются различные методы обработки цифровых сигналов. В данной работе будет рассмотрен метод главных компонент [2].

Целью работы является разработка методики применения метода главных компонент, который позволяет подготовить кардиосигнал для дальнейшей обработки, с целью выявления и удаления шумов из кардиозаписи.

Разработка методики

В настоящей работе предложена модель кардиосигнала, при которой он может быть разложен на следующие информативные составляющие [4]:

$$x(t) = a_1 s_1(t) + a_2 s_2(t) + \eta(t),$$

где $s_1(t)$ – регулярный процесс заряда-разряда миокарда, обусловленный только геометрическими и электрофизическими характеристиками сердца пациента, $s_2(t)$ – регулярный сигнал, вызванный возмущениями процесса заряда-разряда миокарда, обусловленными патологическими процессами, $\eta(t)$ – случайная помеха.

Совокупность зарегистрированных кардиосигналов необходимо представить в виде матрицы, в i -м столбце которой записан i -й зарегистрированный кардиосигнал. При этом, все сигналы должны быть согласованы относительно положения максимума R-пика и иметь одинаковое количество отсчетов.

Для этого определялось положение максимума R-пика каждого кардиосигнала. Для каждого i -го сигнала выбирался набор отсчетов кардиозаписи: до положения максимума R-пика 200 отсчетов и 1300 отсчетов после (во временном интервале: 0,11 с до положения максимума R-пика и 0,71 с после). Длительность каждого сигнала составляет 1500 отсчетов (во временном интервале: 0,82 с).

Уточнялось положения максимумов R-зубцов, это необходимо для лучшего формирования матрицы, поскольку наблюдалось отсутствие ярко выраженных экстремумов R-зубцов. Это могло

сказаться на последующем сингулярном разложении сформированной матрицы.

С помощью аппроксимирующего полинома уточнялось положение экстремума R-зубца в окрестностях найденного экстремума, таким образом, он стал более выраженным.

В результате получается кардиозапись с уточненными экстремумами R-зубцов [5].

– Формировалась матрица с уточненными положениями максимумов R-зубцов;

– Было найдено количество кардиосигналов, которое необходимо для полного описания кардиозаписи.

Для этого было определено, при каком количестве кардиосигналов дальнейшее их увеличение не несет за собой значительных изменений информативности.

Результаты тестирования

1. Построены графики сингулярных чисел для матрицы с аппроксимированными зубцами и матрицы до аппроксимации.

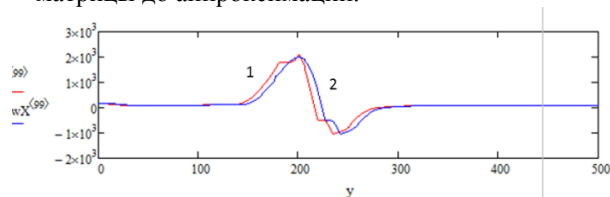


Рис.1. График отдельного кардиосигнала до аппроксимации (график 1) и после аппроксимации (график 2)

2. У первоначальной матрицы было 4 главных компоненты, у матрицы с аппроксимированными зубцами – 3, т.е. число значимых членов уменьшилось. Значит, можно сделать вывод, что один из источников изменчивости был устранен.

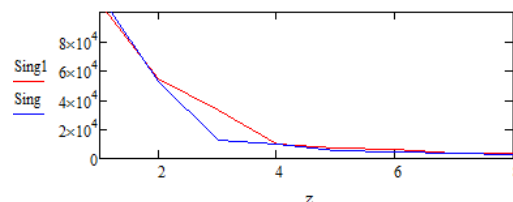


Рис. 2. График сингулярных чисел исходной (красный график) матрицы и уточненной матрицы (синий график)

3. Найдено количество кардиосигналов, которые будут характеризовать всю кардиозапись достаточно полно.

Вывод

Была разработана и описана методика применения метода главных компонент для кардиосигналов. Выявлена необходимость аппроксимации максимумов R-зубцов кардиоимпульсов, так как аппроксимации существенно улучшила анализ кардиозаписи. Также определено количество кардиосигналов, которое характеризует всю кардиозапись, но при этом значительно меньше всей кардиозаписи.

Список использованных источников

1. Иванов Г.Г., Дворников В.Е. Электрокардиография высокого разрешения. – М.: Изд-во Российского университета дружбы народов, 1999.
2. Simson M.B. Use of signals in the terminal QRS-complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction // *Circulation*. 1981. – Vol. 64. – № 2. – P. 235–241.
3. Викторов И.В. Современные компьютерные системы для автоматического анализа электрокардиосигналов // *Медицинская техника*. – 1994. – № 1. – С. 34–35.
4. Авдеева Д.К., Вылегжанин О.Н., Пеньков П.Г., Кашуба И.В., Турушев Н.В. Выделение референтного импульса из зашумленной последовательности // *Контроль. Диагностика*. – 2013. – № 13. – С. 107–110.
5. Форсайт Дж., Малькольм М., Моулер К. Машинные методы математических вычислений: пер с англ. – М. Мир, 1980. – 279 с.
5. Форсайт Дж., Малькольм М., Моулер К. Машинные методы математических вычислений: пер с англ. – М. Мир, 1980. – 279 с.
6. Д. В. Казаков. Квазипериодическая двухкомпонентная динамическая модель для синтеза кардиосигнала с использованием временных рядов и метода Рунге–Кутты четвёртого порядка // *Компьютерные исследование и моделирование*, 2012 Т. 4 № 1 С. 143–154.
7. Мазур Н.А. Внезапная смерть // В кн. *Болезни сердца и сосудов*. Под ред. Е.И. Чазова. – М.: Медицина, 1992, С. 133-146.
8. Викторов И.В. Современные компьютерные системы для автоматического анализа электрокардиосигналов // *Медицинская техника*. – 1994. – № 1. – С. 34–35.