

Х.И. Исмоилов, Ё.Т. Талатов

ТашГТУ

ИЗМЕРЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА В СРЕДЕ MATLAB

В статье рассматривается измерение электрической активности сердца (ЭКГ) в среде MatLab. Приведены результаты выполненного измерения сигнала ЭКГ в виде дешифрации в среде MatLab на основе быстрого преобразования Фурье. Представлен метод фильтрации ЭКГ и получены пороговые пики сигнала QRS-комплекса с соответствующими характеристиками, при этом использована логическая индексация для нахождения местоположения Q-волн.

Мақолада электрокардиограммани (ЭКГ) QRS мажмуасини характеристикаларини ўлчашни Фурье тезкор ўзгартиргич асосида MatLab тизимида олиб борилган тадқиқотларни натижалари келтирилган. ЭКГнинг QRS мажмуасини характеристикаларини ўлчашнинг алгоритми таклиф қилинган. ЭКГни филтирлаш усули тақдим этилади ва QRS комплекси билан боғлиқ бўлган сигнал поғоналари мос келадиган хусусиятларга эга бўлади ва мантиқий индекслаш Q-тўлқинлар ўрнини аниқлаш учун ишлатилади.

The article discusses the measurement of the electrical activity of the heart (ECG) in the MatLab environment. The results of the performed measurement of the ECG signal in the form of decoding in MatLab based on the fast Fourier transform are presented. An ECG filtering method is presented and a QRS complex threshold signal peaks with corresponding characteristics are obtained, and logical indexing is used to find the location of Q-waves.

В электрокардиографии для обнаружения, извлечения и анализа различных компонентов электрокардиограммы применяются различные методы обработки цифровых сигналов. Частотное представление сигнала может быть получено с использованием различных методик, включая преобразование Фурье. Наиболее часто в электрокардиологии используется быстрое преобразование Фурье (БПФ), которое раскладывает временной сигнал (теоретически он должен быть периодическим) на бесконечное число синусоид. Этот набор синусоид затем представляется в частотной области с использованием амплитуды и фазы каждой из этих функций таким образом, БПФ обеспечивает связь между временным и частотным представлением сигнала. Оцифрованный сигнал ЭКГ конечен, поэтому он имеет резкие границы. Это приводит к размыванию всех определенных частот. Чтобы этого избежать, при вычислении БПФ к ЭКГ применяется ограниченное "окно" (т.н. оконное) преобразование Фурье для плавного уменьшения границы сигнала ЭКГ до нуля с удалением его прерывистости. Ограничение этого подхода состоит в том, что происходит уменьшение разрешения по частоте, т.е. уменьшается качество определения частот в сигнале ЭКГ. Другое неизбежное ограничение преобразования Фурье состоит в том, что оно не позволяет определить точное положение частотных компонент в сигнале. Эти компоненты изменяются во времени. QRS-комплекс - это высокочастотная компонента, тогда как зубец T содержит низкочастотные компоненты. Поэтому необходимо точное определение частот сигнала ЭКГ во времени, дающих разложение сигнала ЭКГ на последовательность коэффициентов.

В работе предлагается один из путей измерения электрической активности сердца в среде MatLab.

В начале рассмотрим пиковый анализ на ЭКГ. При этом основное значение имеет определение помех источника питания и шумы из-за артефактов движения. Предлагается анализ следующего сигнала ЭКГ (рис.1)

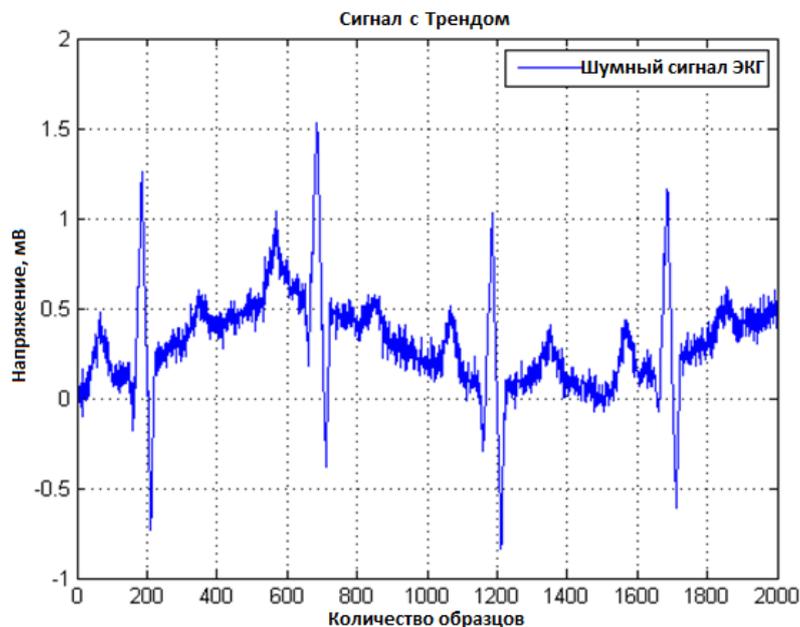


Рис.1. Исходный сигнал ЭКГ

Далее получим описание сигнала в среде MatLab:

```
t = 1:length(noisyECG_withTrend);
figure
plot(t,noisyECG_withTrend)
title('Signal with a Trend')
xlabel('Samples'); ylabel('Voltage(mV)')
legend('Noisy ECG Signal')
grid on
```

Указанный выше сигнал показывает сдвиг базовой линии и, следовательно, не отражает истинную амплитуду. Чтобы устранить помехи, необходимо пользоваться полиномом низкого порядка для описания сигнала, используя многочлен Фурье:

```
[p,s,mu] = polyfit((1:numel(noisyECG_withTrend))',noisyECG_withTrend,6);
f_y = polyval(p,(1:numel(noisyECG_withTrend))',[],mu);
ECG_data = noisyECG_withTrend - f_y; % Detrend data
figure
plot(t,ECG_data); grid on
ax = axis; axis([ax(1:2) -1.2 1.2])
title('Detrended ECG Signal')
xlabel('Samples'); ylabel('Voltage(mV)')
legend('DetrendedECGSignal')
```

После дешифровки исходного сигнала находим QRS-комплекс, который является наиболее заметным повторяющимся пиком сигнала ЭКГ (рис.2).

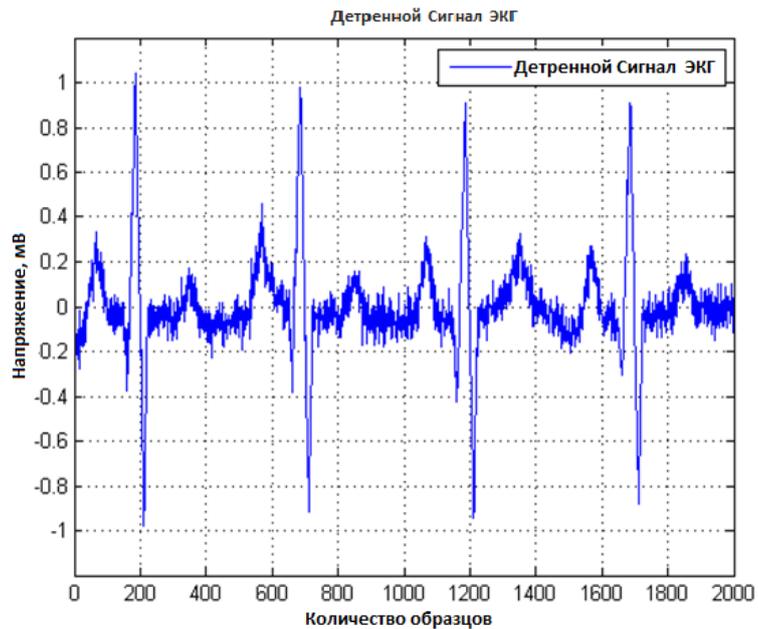


Рис.2. Сигнал ЭКГ после дешифровки

QRS-комплекс соответствует деполяризации правого и левого желудочков сердца человека. Его можно использовать для определения сердечной нормы пациента или предсказания аномалий сердечной функции. На (рис.3) показана форма QRS-комплекса сигнала на ЭКГ.

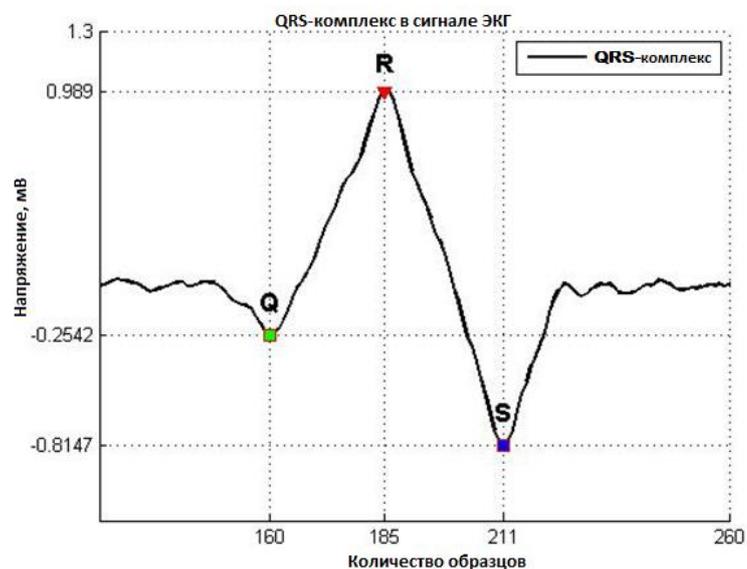


Рис.3. Форма QRS-комплекса сигнала ЭКГ

Для определения пиков комплекс QRS состоит из трех основных компонентов: Q-волны, R-волны, S-волны. R-волны могут быть обнаружены пиками порогового значения выше 0,5 мВ. Надо обратить внимание на то, что R-волны разделены более чем на 200 образцов. Необходимо использовать эту информацию, для удаления нежелательных пиков. Для этого следует применить оператор «MinPeakDistance» и при этом получим:

```
[~,locs_Rwave] = findpeaks(ECG_data,'MinPeakHeight',0.5,...
'MinPeakDistance',200);
```

Для обнаружения S-волн следует определить локальные минимумы в сигнале и применять пороговые значения соответствующим образом. При поиске локальных минимумов используется способ обнаружения волн, путем нахождения пиков на инвертированной версии исходного сигнала:

```
ECG_inverted = -ECG_data;
[~,locs_Swave] = findpeaks(ECG_inverted,'MinPeakHeight',0.5,...
'MinPeakDistance',200);
```

Таким образом, получим R и S-волны, обнаруженные на ЭКГ (рис.4).

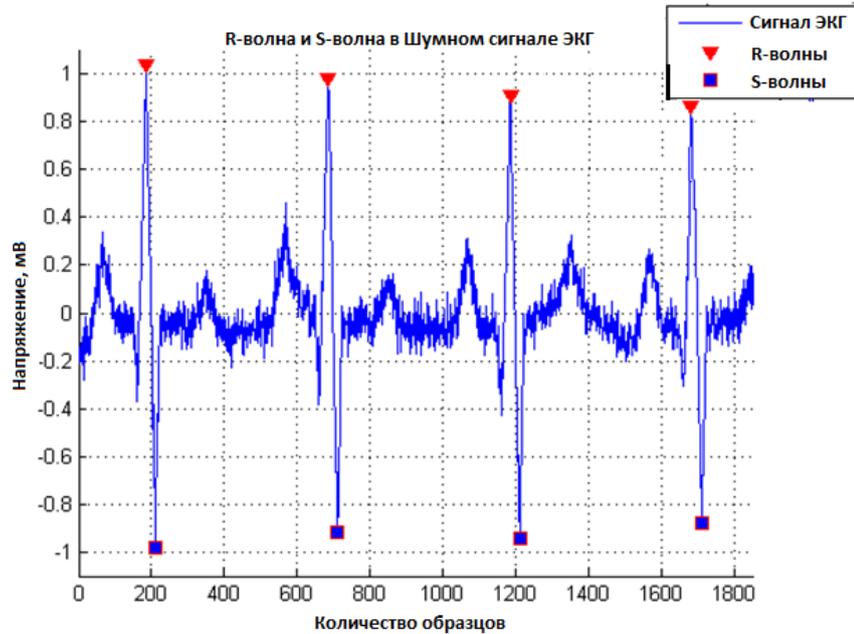


Рис.4. R и S волны сигнала ЭКГ с шумом

figure hold on

```
plot(t,ECG_data);
```

```
plot(locs_Rwave,ECG_data(locs_Rwave),'rv','MarkerFaceColor','r');
```

```
plot(locs_Swave,ECG_data(locs_Swave),'rs','MarkerFaceColor','b');
```

```
axis([0 1850 -1.1 1.1]); grid on;
```

```
legend('ECG Signal','R-waves','S-waves');
```

```
xlabel('Samples'); ylabel('Voltage(mV)')
```

```
title('R-wave and S-wave in Noisy ECG Signal')
```

Далее приступаем к определению местоположения Q-волн. Порог пиков для нахождения Q-волн приводит к обнаружению нежелательных пиков, когда они сопровождаются шумом. При этом сначала необходимо отфильтровать сигнал, а затем находим пики. С этой целью используется Фильтр Савицки-Голе, который позволяет удалить данный шум на ЭКГ.

```
smoothECG = sgolayfilt(noisyECG,7,21);
```

figure

```
plot(t,ECG_data,'b',t,smoothECG,'r'); grid on
```

```
axis tight;
```

```
xlabel('Samples'); ylabel('Voltage(mV)');
```

```
legend('Noisy ECG Signal','Filtered Signal')
```

```
title('Filtering Noisy ECG Signal')
```

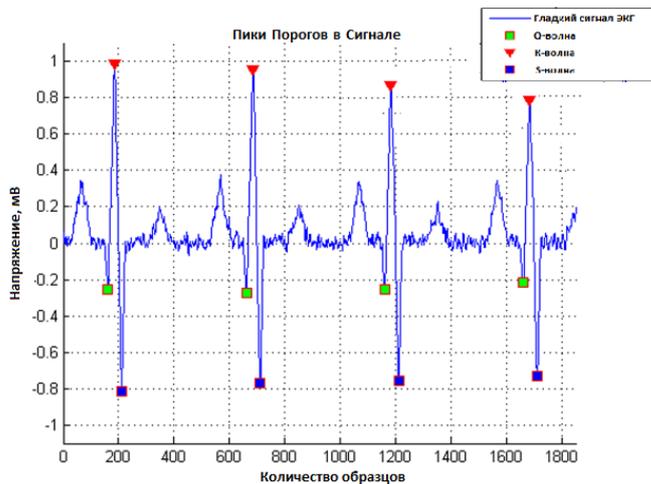


Рис.5. Фильтрация сигнала ЭКГ

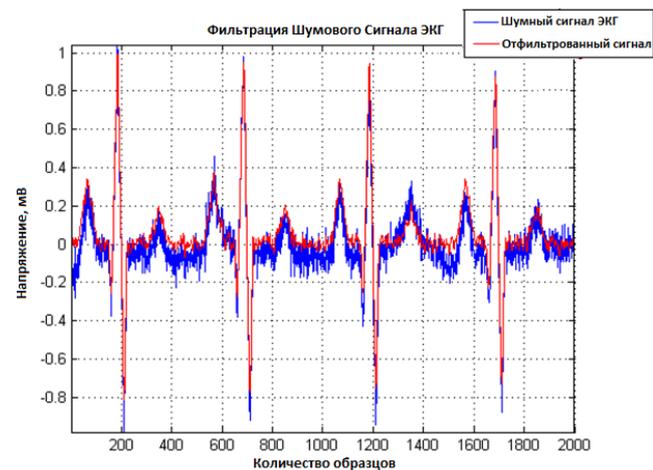


Рис.6. Пороговые пики сигнала ЭКГ

Для выполнения операции обнаружения пиков на полученном после фильтра сигнале используем логическую индексацию, чтобы найти местоположения Q-волн:

```
[~,min_locs] = findpeaks(-smoothECG,'MinPeakDistance',40);
```

```
% Peaks between -0.2mV and -0.5mV
```

```
locs_Qwave = min_locs(smoothECG(min_locs)>-0.5 & smoothECG(min_locs)<-0.2);
```

```
figure
```

```
hold on
```

```
plot(t,smoothECG);
```

```
plot(locs_Qwave,smoothECG(locs_Qwave),'rs','MarkerFaceColor','g');
```

```
plot(locs_Rwave,smoothECG(locs_Rwave),'rv','MarkerFaceColor','r');
```

```
plot(locs_Swave,smoothECG(locs_Swave),'rs','MarkerFaceColor','b');
```

```
grid on
```

```
title('Thresholding Peaks in Signal')
```

```
xlabel('Samples'); ylabel('Voltage(mV)')
```

```
ax = axis; axis([0 1850 -1.1 1.1])
```

```
legend('Smooth ECG signal','Q-wave','R-wave','S-wave');
```

В результате проведенного исследования из сигналов ЭКГ с шумом получен QRS-комплекс с соответствующими характеристиками.

Литература

1. Магрупов Т.М., Васильева С.А. Магрупова М.Т. Анализ и обработка медико-биологической информации. –Т.: ТашГТУ, 2012.-152 с.
2. www.mathworks.com, www.matlab.ru
3. Титомир Л.И. Кнеппо П. Математическое моделирование. биоэлектрического генератора сердца. – М.: Наука, Физматлит, 2000.-104 с.
4. Мурашко В.В.,Сруткинский А.В. Электркардиография. –М.: Медицина, 2017.-89 с.
5. Хан М.Г. Быстрый анализ ЭКГ: Учебно-практическое пособие. –Киев, 2016.-154 с.