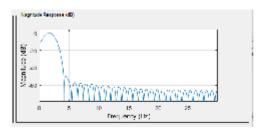
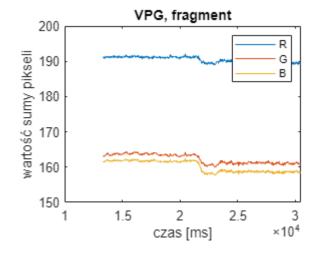
```
figure;
imshow('wykres.PNG')
```

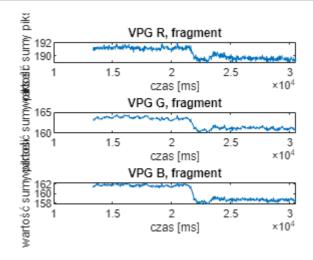


```
figure;
plot(t2, vpg)
title('VPG, fragment')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
legend({'R','G','B'})
```

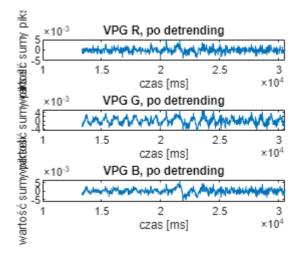


```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(t2, vpg(:,1))
title('VPG R, fragment')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,2)
plot(t2, vpg(:,2))
title('VPG G, fragment')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,3)
plot(t2, vpg(:,3))
title('VPG B, fragment')
xlabel('czas [ms]')
```

ylabel('wartość sumy pikseli')

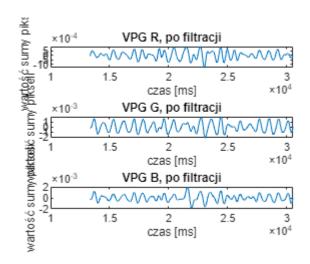


```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(t2, vpg2(:,1))
title('VPG R, po detrending')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,2)
plot(t2, vpg2(:,2))
title('VPG G, po detrending')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,3)
plot(t2, vpg2(:,3))
title('VPG B, po detrending')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
```

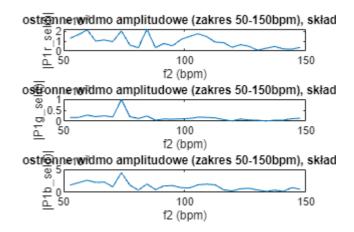


Po usunięciu trendu widać okresowość, najlepiej dla składowej G

```
= (15.6208 - 14.6648)/1000; % okres w [s]
T
                               % częstotliwość w [Hz]
fHz
       = 1/T;
fBPM
       = 60*fHz;
                                  % częstotliwość w [BPM]
meanBPM = mean(HR2);
                        % średnia wartoś pulsu z pulsometru
            = ' num2str(T) ' [s]'])
disp(['T
T = 0.000956 [s]
disp(['f
                  = ' num2str(fHz) ' [Hz]'])
f = 1046.0251 [Hz]
           = ' num2str(fBPM) ' [BPM]'])
disp(['f
f = 62761.5063 [BPM]
disp(['średni puls = ' num2str(meanBPM) ' [BPM]'])
średni puls = 73.0039 [BPM]
figure;
subplot(3,1,1)
plot(t2, vpg3(:,1))
title('VPG R, po filtracji')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,2)
plot(t2, vpg3(:,2))
title('VPG G, po filtracji')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,3)
plot(t2, vpg3(:,3))
title('VPG B, po filtracji')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
```



```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(f2,P1r sel)
title('jednostronne widmo amplitudowe (zakres 50-150bpm), składowa R')
xlabel('f2 (bpm)')
ylabel('|P1r_sel(f)|','Interpreter','none')
subplot(3,1,2)
plot(f2,P1g_sel)
title('jednostronne widmo amplitudowe (zakres 50-150bpm), składowa G')
xlabel('f2 (bpm)')
ylabel('|P1g_sel(f)|','Interpreter','none')
subplot(3,1,3)
plot(f2,P1b_sel)
title('jednostronne widmo amplitudowe (zakres 50-150bpm), składowa B')
xlabel('f2 (bpm)')
ylabel('|P1b_sel(f)|','Interpreter','none')
```



```
disp(['HRr = ' num2str(HRr) ' [BPM]'])

HRr = 71.2233 [BPM]
```

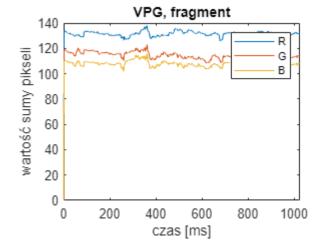
Część II

liczba ramek: 1052

czas: 1min 47sek -> 107sek avg FPS = 1052/107 = 9.832\

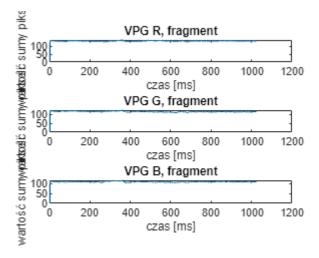
puls: 68 bpm

```
figure;
plot(t2, vpg)
title('VPG, fragment')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
legend({'R','G','B'})
```



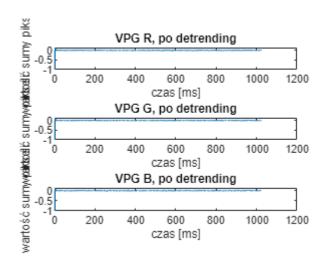
```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(t2, vpg(:,1))
title('VPG R, fragment')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,2)
plot(t2, vpg(:,2))
title('VPG G, fragment')
```

```
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,3)
plot(t2, vpg(:,3))
title('VPG B, fragment')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
```

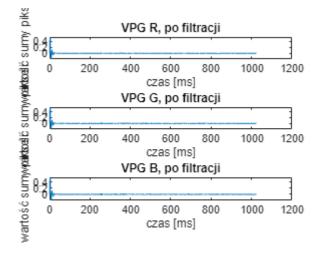


Wykresowosc niewidzoczna

```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(t2, vpg2(:,1))
title('VPG R, po detrending')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,2)
plot(t2, vpg2(:,2))
title('VPG G, po detrending')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,3)
plot(t2, vpg2(:,3))
title('VPG B, po detrending')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
```

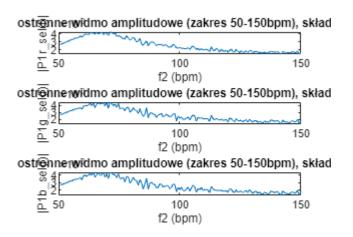


```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(t2, vpg3(:,1))
title('VPG R, po filtracji')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,2)
plot(t2, vpg3(:,2))
title('VPG G, po filtracji')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
subplot(3,1,3)
plot(t2, vpg3(:,3))
title('VPG B, po filtracji')
xlabel('czas [ms]')
ylabel('wartość sumy pikseli')
```



```
figure;
subplot(3,1,1)
plot(f2,P1r_sel)
```

```
title('jednostronne widmo amplitudowe (zakres 50-150bpm), składowa R')
xlabel('f2 (bpm)')
ylabel('|P1r_sel(f)|','Interpreter','none')
subplot(3,1,2)
plot(f2,P1g_sel)
title('jednostronne widmo amplitudowe (zakres 50-150bpm), składowa G')
xlabel('f2 (bpm)')
ylabel('|P1g_sel(f)|','Interpreter','none')
subplot(3,1,3)
plot(f2,P1b_sel)
title('jednostronne widmo amplitudowe (zakres 50-150bpm), składowa B')
xlabel('f2 (bpm)')
ylabel('|P1b_sel(f)|','Interpreter','none')
```



Peak dla wartosci referencyjnej widać przy każdej składowej

Wartość jest podobna błąd: 71.2233 - 68 = 3,2233

Rezulataty: wyżej

Analiza i wnioski:

- 1. Analiza sygnału VPG była w stanie z dobrym przybliżeniem wyznaczyć wartość pulsu
- 2. pozwala na usunięcie trendu z sygnału przez znormalizowanie wartości przy użyciu średniej

- 3. nie jest to optymalne, można by zliczać piksele tylko z miejsc bezpośrednio związanych z pulsem
- 4. 1024/FPS
- 5. Wnioski wyżej

Pytania

- 1. Monitorowanie zdrowia oczyszcza z szumu co ułatwia precyzyjne określenie rytmu serca, Ocena funkcji oddechowych wykrywa nieregularności w oddechu, Ocena krążenia umożliwa dokładne monitorowanie zmian przepływu krwi w naczyniach
- 2. Sposób w jaki dobieramy parametry odbięcia przy tworzeniu filtra, niezbędne jest oszacowanie sensownych wartości jakie możemy napotkać, analiza sygnału poprzez transformate fouriera, w przestrzeni częstotliwości można dostrzeć niewidoczne inaczej zależności
- 3. jak tutaj działa algorytm do "detreningu"