

# Rejestracja i analiza sygnału EMG

R. Jurczak, U. Oleszek

Wydział Fizyki UW, Neuroinformatyka

3 grudnia 2015

# Plan referatu:

- ① Budowa jednostki motorycznej
- ② Elektromiografia
- ③ Przebieg doświadczenia
- ④ Miejsce przyczepu elektrod
- ⑤ Wyniki pomiarów i analiza

# Jednostka motoryczna

Budowa jednostki motorycznej:

- motoneuron
- włókna mięśniowe, unerwiane przez dany motoneuron

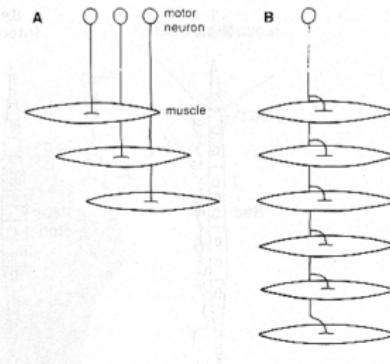
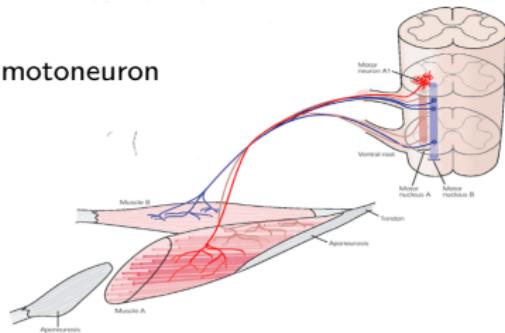
Aksony motoneuronów wychodzą z jąder motorycznych w rdzeniu kręgowym i dochodzą do mięśni tworząc synapsy nerwowo - mięśniowe.

Układ nerwowy synchronizuje i kontroluje wszystkie włókna we wszystkich mięśniach, tak by uzyskać właściwe napięcie mięśni służące poruszaniu elementów szkieletu.

Dany motoneuron unerwia włókna mięśniowe tego samego typu.

Organizacja jednostek motorycznych: A. Najmniejsza jednostka motoryczna; B. Duża jednostka motoryczna ze współczynnikiem unerwienia 6.

Wielkość jednostek motorycznych jest związana z precyzją z jaką ma być sterowany dany mięsień.

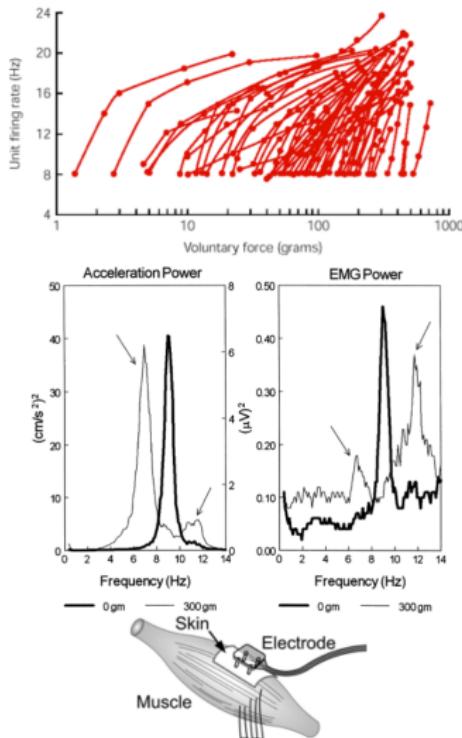


# Elektromigrafia

Badanie powierzchniowe EMG:  
pomiar czynności elektrofizjologicznej  
mięśni powierzchniowych/grup  
mięśni => grup jednostek motorycznych.

W zadaniu motorycznym wymagającym wzrostu siły następuje **rekrytacja** kolejnych jednostek motorycznych oraz **wzrost ich częstotliwości odpalania**. Częstość odpalania zaczyna się w okolicy 8 Hz i wzrasta wraz ze wzrostem siły.

Motoneurony pobudzone powyżej minimalnego pobudzenia generują **salwy potencjałów czynnościowych** o częstotliwościach 8 – 25 Hz, co powoduje powstawanie salw potencjałów czynnościowych w mięśniach. Powstające prądy sumują się dając mierzalny sygnał poza mięśniem.



W pomiarze EMG dużą rolę na trzymany wynik mają dodatkowe czynniki zewnętrzne:

- ① **artefakty sieciowe**: w Polsce 50 Hz (+ wyższe harmoniczne 100Hz, 150Hz,...); maksimum energii sygnału EMG jest w zakresie **50Hz-150Hz !**, dlatego warto eliminować artefakty sieciowe zmniejszeniem potencjału DC oraz pomiarem różnicowym.
- ② **artefakty ruchowe**: różnica 5 mV wskutek samego rozciągania skóry; mięsień może zmienić położenie w stosunku do skóry w trakcie ruchu
- ③ **artefakty sieciowo-ruchowe**: ruch kabli pomiędzy elektrodą a wzmacniaczem, ramki w układzie elektrody-kable-wzmacniacz

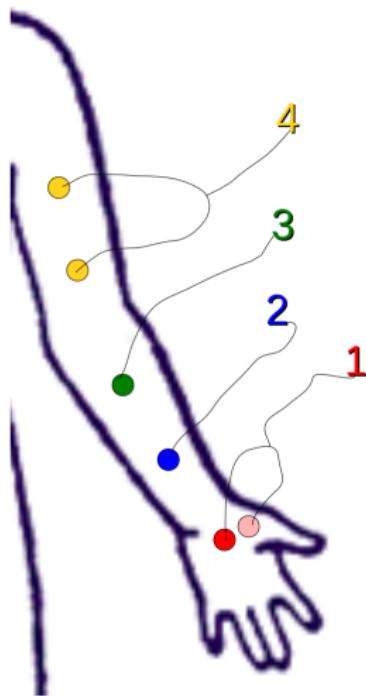
# Przebieg pomiarów

Pomiary składały się z trzech części:

- ① rejestracja sygnału w stanie spoczynkowym mięśni:
  - seria pierwsza 64 s
  - seria druga 103 s
- ② rejestracja sygnału z mięśni napiętych:
  - seria pierwsza 61 s
  - seria druga 60 s
- ③ rejestracja sygnału podczas naciskania przycisku w jednakowych odstępach:
  - seria pierwsza 125 s (co 2 s)
  - seria druga 84 s (co 1 s)

Pomiary wykonywano z próbkowaniem 1024 Hz.

# Miejsce przyczepu elektrod



- 1 - elektroda bipolarna wykorzystania w pomiarze z przyciskiem
- 2 - elektroda monopolarna, stanowią elektrodę ground (GND)
- 3 - elektroda monopolarna
- 4 - elektroda

Od początku eksperymentu przyczepione były elektrody 2, 3, 4.

Elektroda bipolarna  
1 została umieszczona na dłoni przed pomiarem 3 (z przyciskiem).

# Przygotowanie sygnału, wykresy EMG

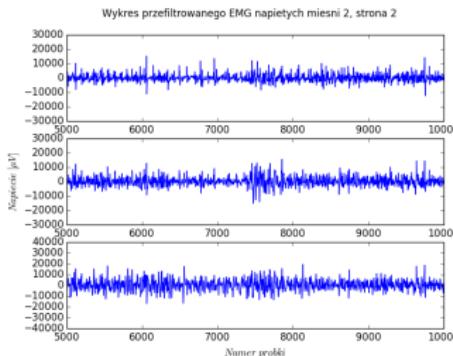
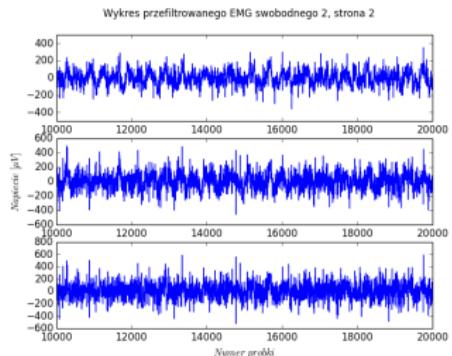
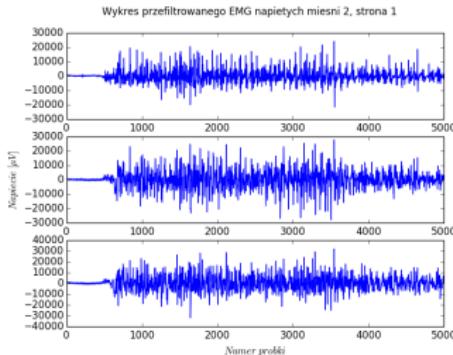
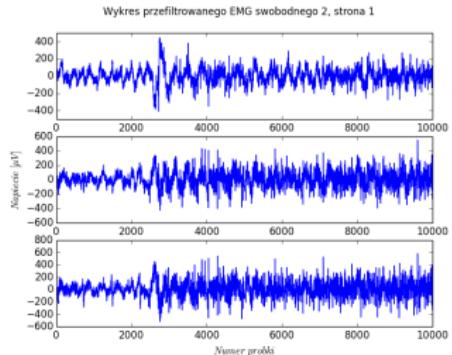
- Wczytanie multipleksowanego sygnału zapisanego w formacie .raw
- Rozdzielenie kanałów i odjęcie elektrody ground
- Zastosowanie filtru górnoprzepustowego (Butterwortha, o nieskończonej odpowiedzi impulsowej) o częstotliwości odcięcia równej 2 Hz
- Zastosowanie filtru pasmowo-zaporowego Butterwortha na 50 Hz i wyższych składowych harmonicznych

# Analiza danych

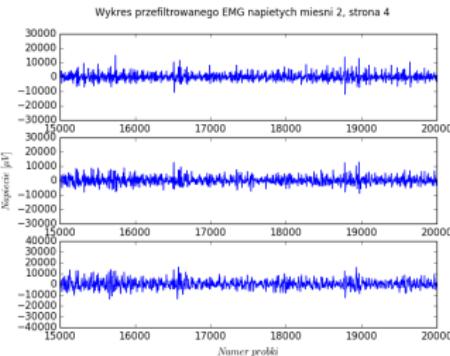
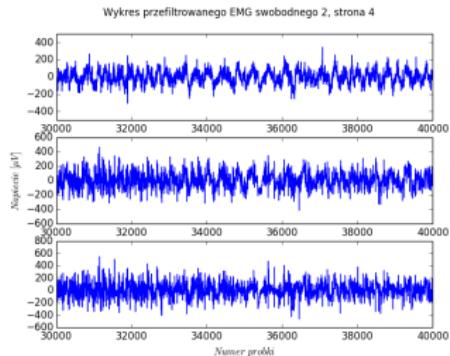
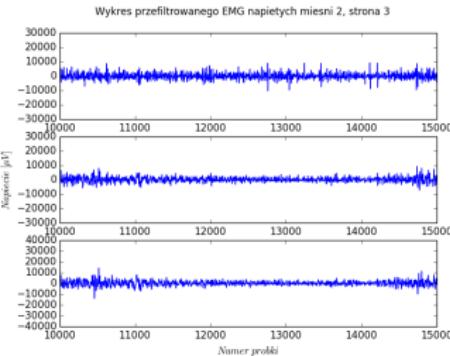
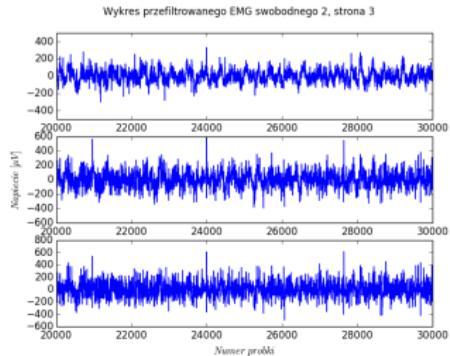
- Część 1: Wykreślenie EMG mięśni rozluźnionych i napiętych, wyznaczenie ich widm oraz wyliczenie średnich.
- Część 2: Analiza sygnału biegącego od kciuka w zestawieniu z informacją o naciśniętym przycisku.

# Część 1

# Wykresy EMG - porównanie sygnału z rozlużnionych i napiętych mięśni

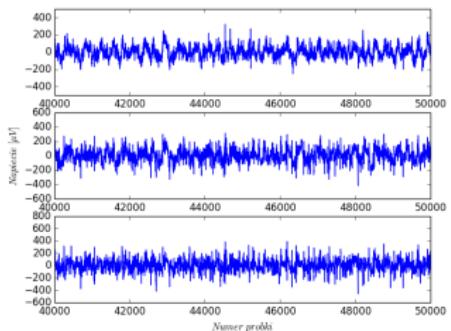


# Wykres EMG - porównanie sygnału z rozlużnionych i napiętych mięśni

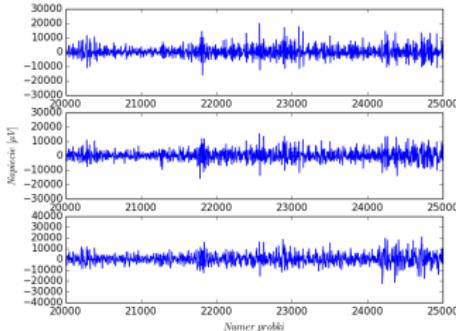


# Wykres EMG - porównanie sygnału z rozlużnionych i napiętych mięśni

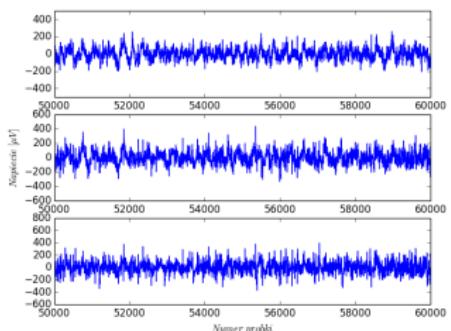
Wykres przefiltrowanego EMG swobodnego 2, strona 5



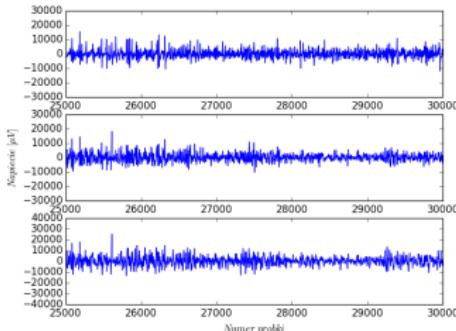
Wykres przefiltrowanego EMG napiętych mięśni 2, strona 5



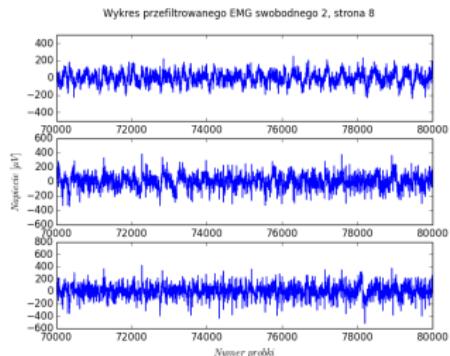
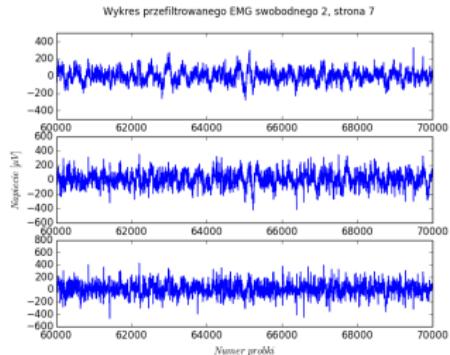
Wykres przefiltrowanego EMG swobodnego 2, strona 6



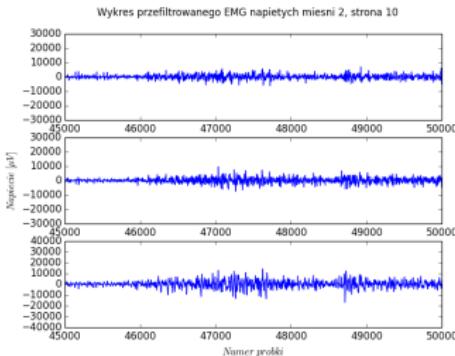
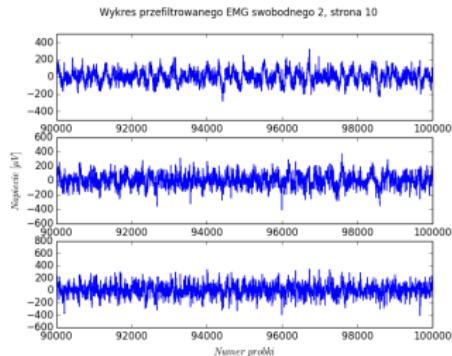
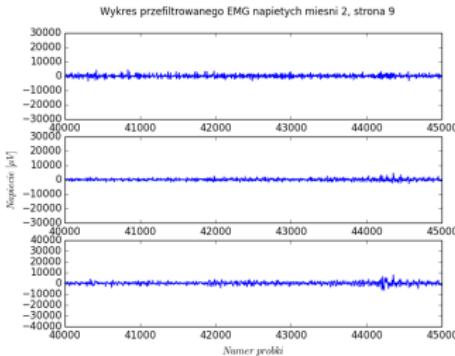
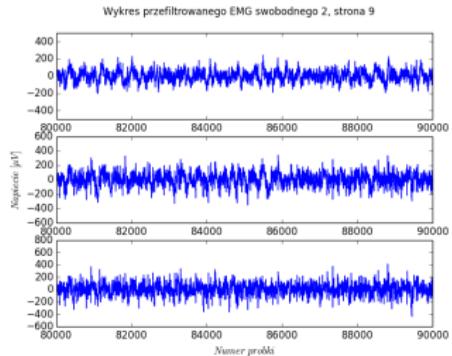
Wykres przefiltrowanego EMG napiętych mięśni 2, strona 6



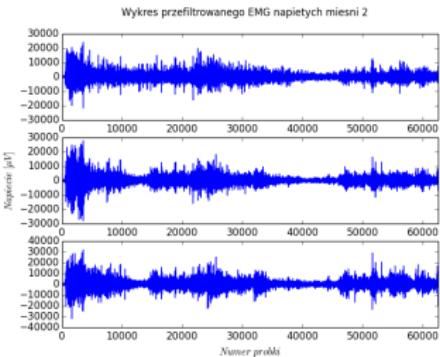
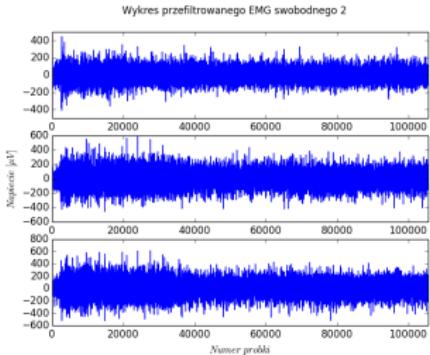
# Wykres EMG - porównanie sygnału z rozlużnionych i napiętych mięśni



# Wykres EMG - porównanie sygnału z rozlużnionych i napiętych mięśni

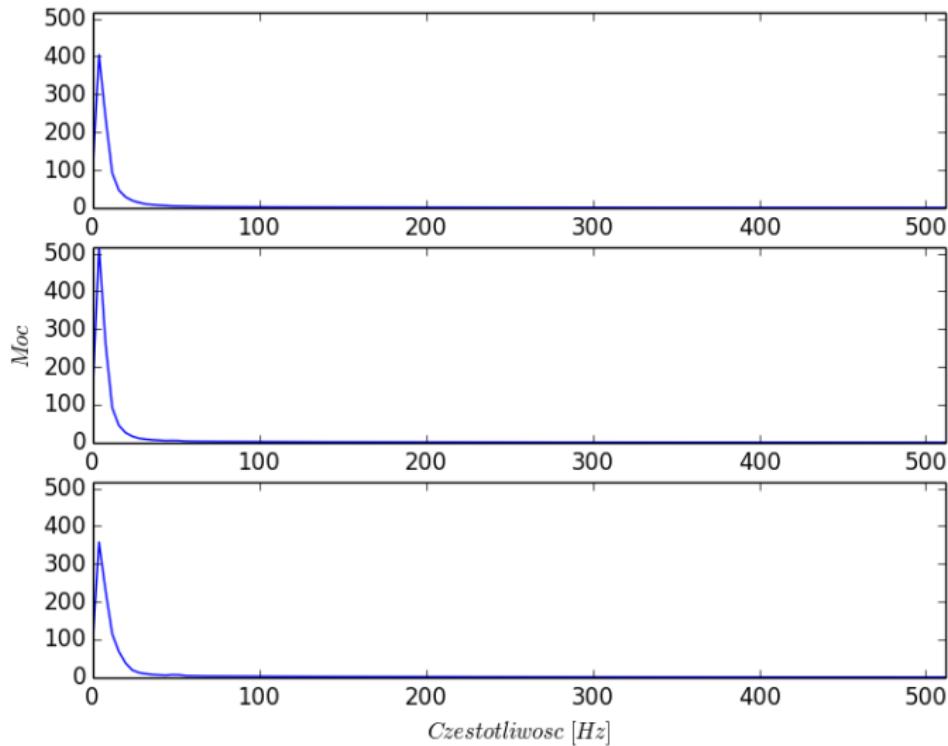


# Wykres EMG - porównanie całego sygnału z rozlużnionych i napiętych mięśni



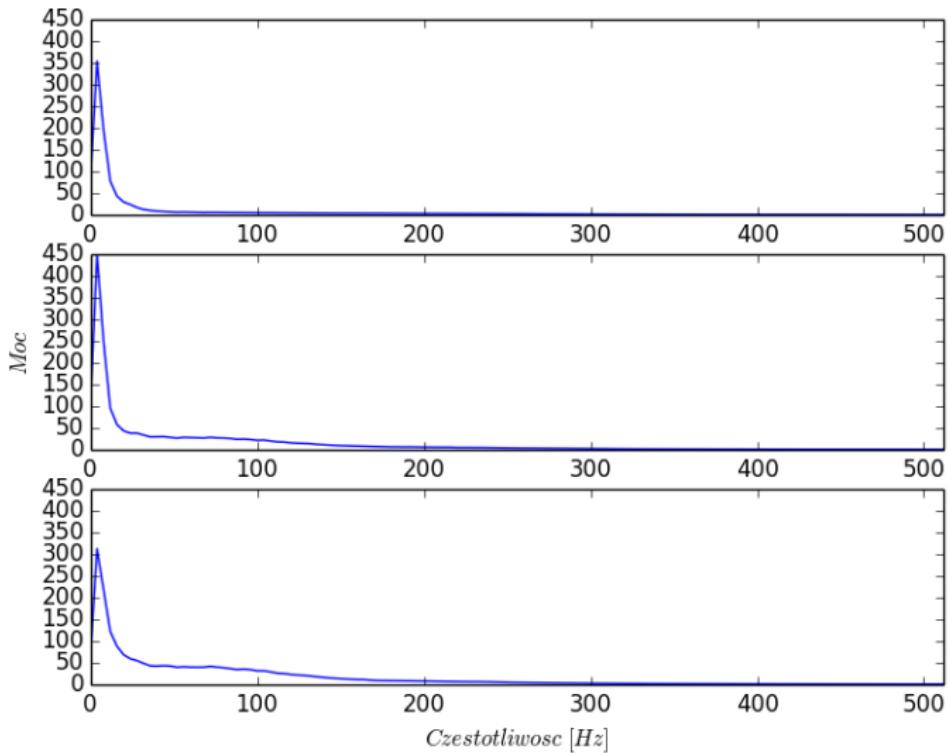
# Widmo mocy, rozlużnione mięśnie, pomiar pierwszy

Widmo mocy EKM swobodnego 1 zaestymowanego metoda Welcha



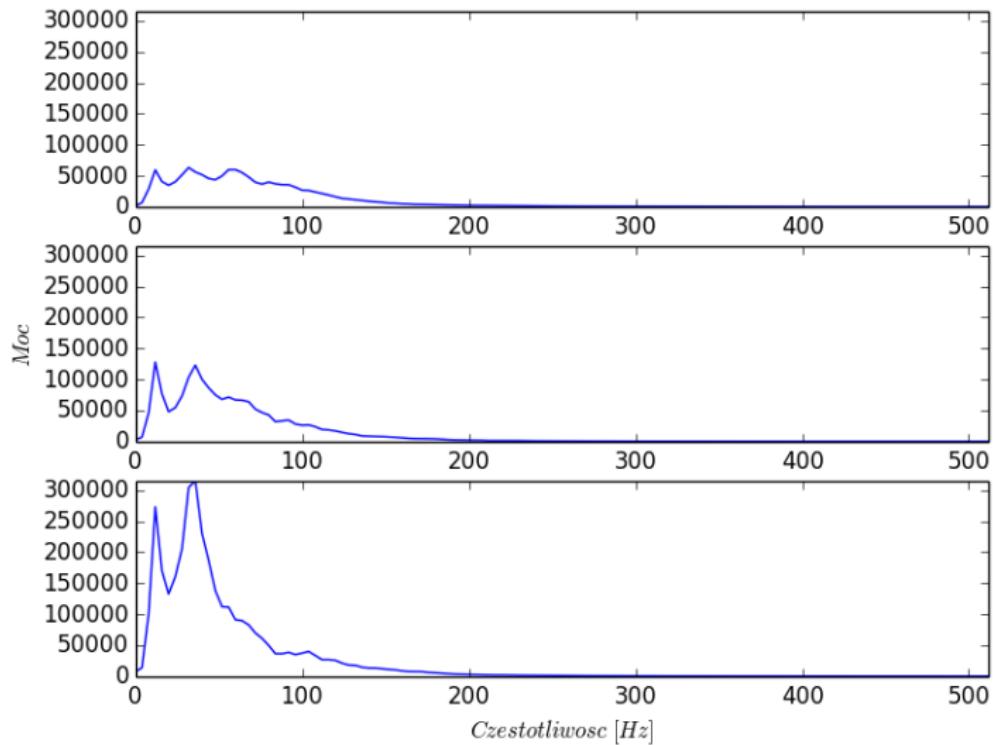
# Widmo mocy, rozluźnione mięśnie, pomiar drugi

Widmo mocy EKM swobodnego 2 zaestymowanego metoda Welcha



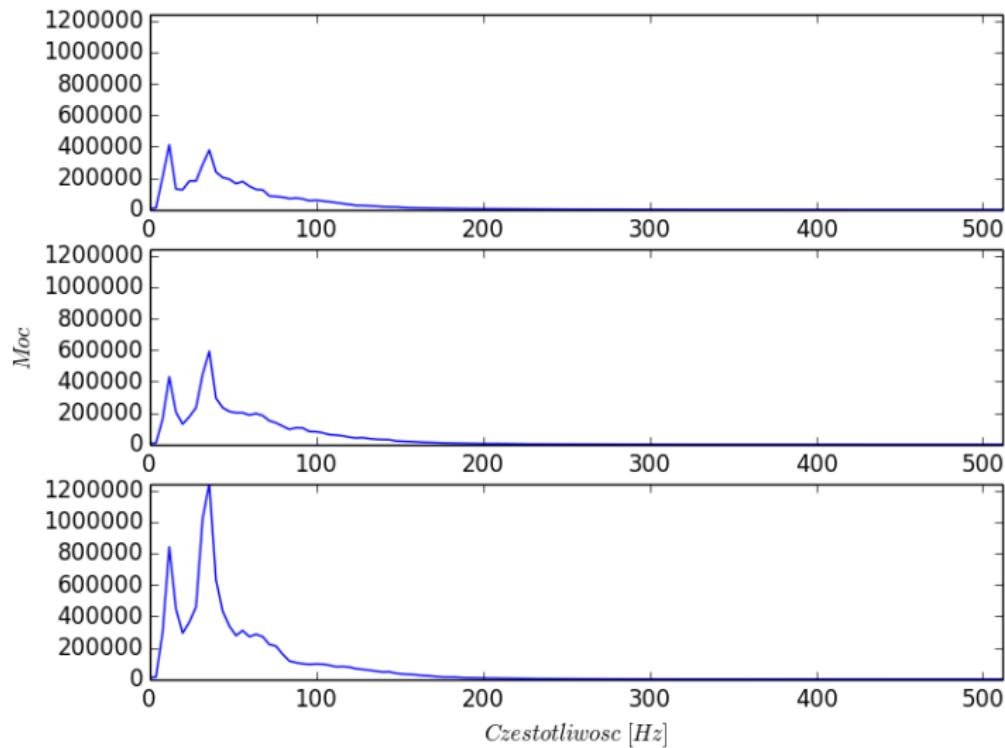
# Widmo mocy, napięte mięśnie, pomiar pierwszy

Widmo mocy EKM napiętych mięśni 2 zaestymowanego metoda Welcha



# Widmo mocy, napięte mięśnie, pomiar drugi

Widmo mocy EKM napiętych mięśni 3 zaestymowanego metoda Welcha



RMS (ang. root mean square) - średnia kwadratowa, przykład miary statystycznej pozwalający oszacować wielkość serii danych liczbowych, użyteczny w przypadku gdy wielkości różnią się znakiem.

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} (x_1^2 + x_2^2 + x_3^2 + \dots)} \quad (1)$$

# Wyniki - RMS - mięśnie rozlużnione

- Mięśnie w spoczynku 1:
  - odprowadzenie 1 -  $70.11 \pm 0.39 \mu V$
  - odprowadzenie 2 -  $76.43 \pm 0.42 \mu V$
  - odprowadzenie 3 -  $69.13 \pm 0.38 \mu V$
- Mięśnie w spoczynku 2:
  - odprowadzenie 1 -  $69.99 \pm 0.31 \mu V$
  - odprowadzenie 2 -  $92.29 \pm 0.40 \mu V$
  - odprowadzenie 3 -  $95.97 \pm 0.42 \mu V$

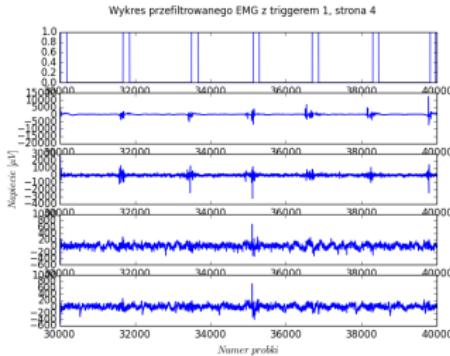
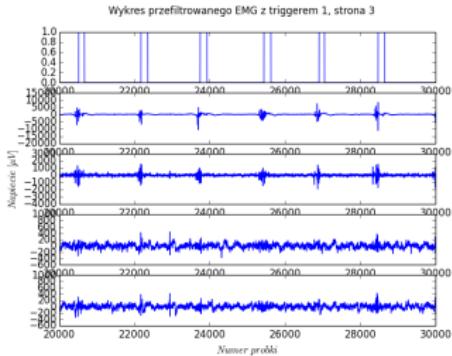
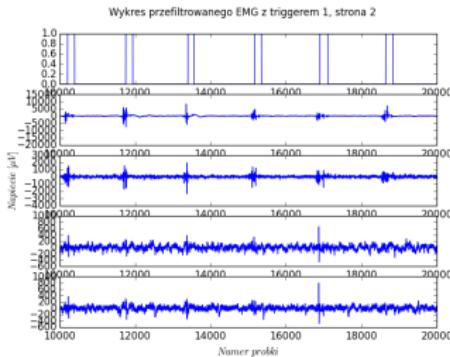
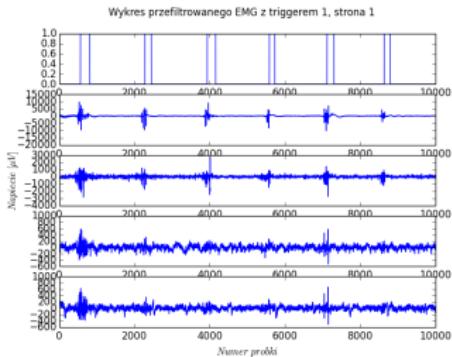
# Wyniki - RMS - mięśnie napięte

- Napięte mięśnie 1:
  - odprowadzenie 1 -  $2311.62 \pm 13.06 \mu V$
  - odprowadzenie 2 -  $2689.99 \pm 15.20 \mu V$
  - odprowadzenie 3 -  $3734.69 \pm 21.11 \mu V$
- Napięte mięśnie 2:
  - odprowadzenie 1 -  $4218.74 \pm 24.09 \mu V$
  - odprowadzenie 2 -  $4765.68 \pm 27.22 \mu V$
  - odprowadzenie 3 -  $6332.40 \pm 36.17 \mu V$

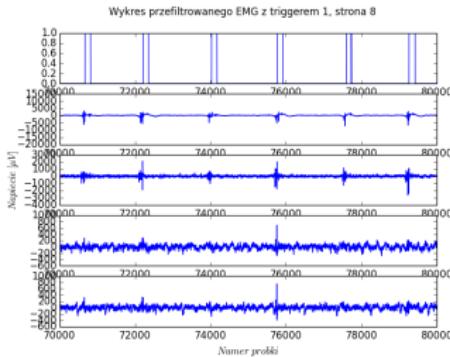
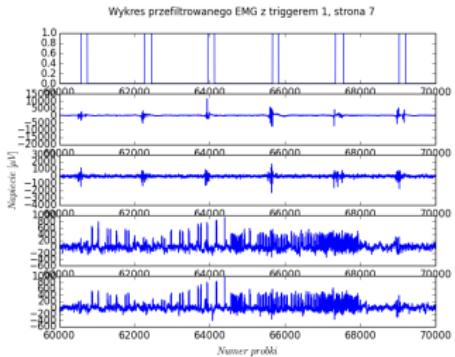
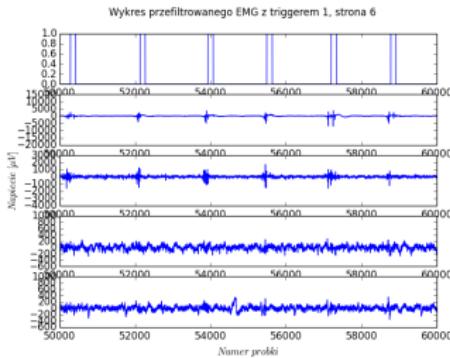
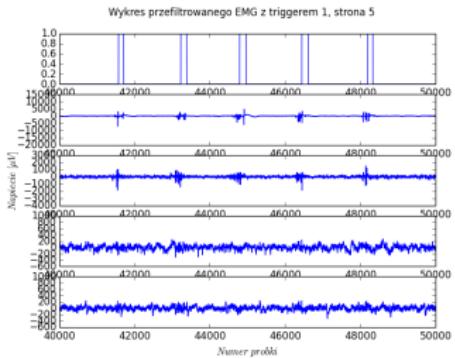
## Część 2

- ① Czynności przygotowawcze identyczne jak w części pierwszej
- ② Wycięcie piku 0 - 12 Hz - artefakty ruchowe, przesuwanie się skóry względem mięśnia, filtr górnoprzepustowy
- ③ Estymata mocy sygnału metodą Welch'a
- ④ Wyznaczenie przedziałów najwyższej mocy (zależnej od RMS)
- ⑤ Wycięcie filtrem pasmowo-przepustowym (eliptycznym) przedziałów o małej mocy
- ⑥ Transformata Hilberta i jej normalizacja
- ⑦ Badanie opóźnienia
  - ① Zbadanie koreacji pomiędzy sygnałami
  - ② Wyznaczenie histogramów czasowych

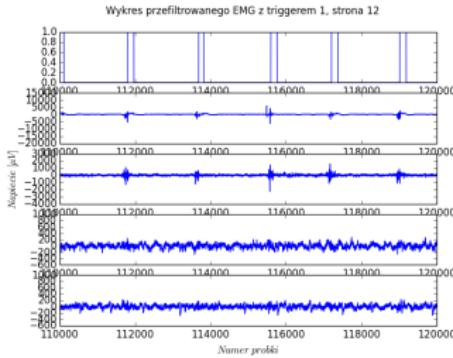
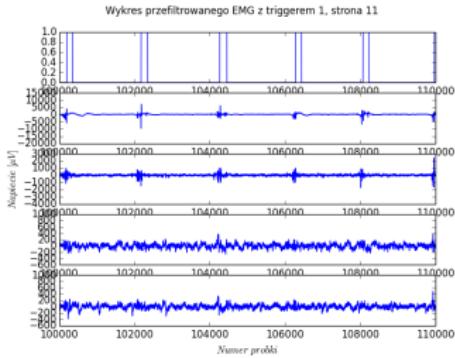
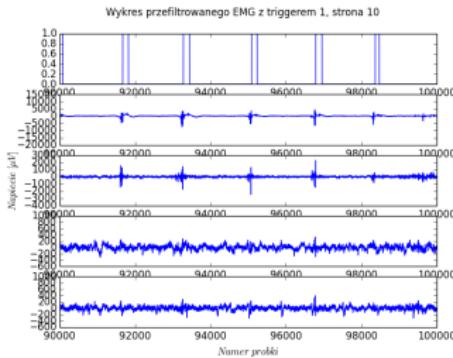
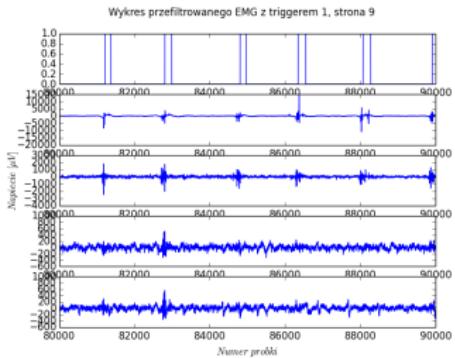
# Wykres EMG - sygnał z triggerem 1



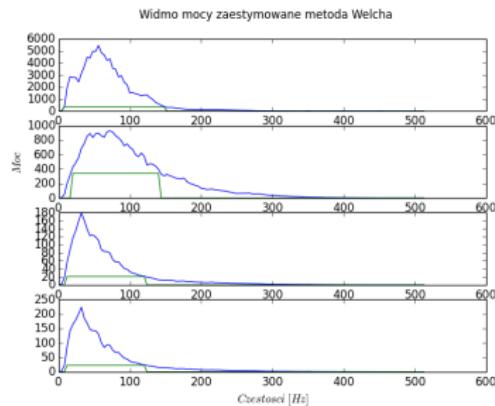
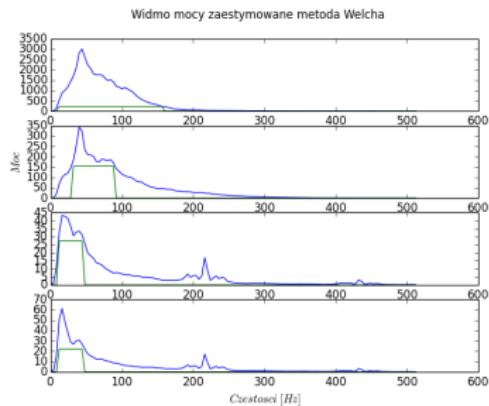
# Wykres EMG - sygnał z triggerem 1



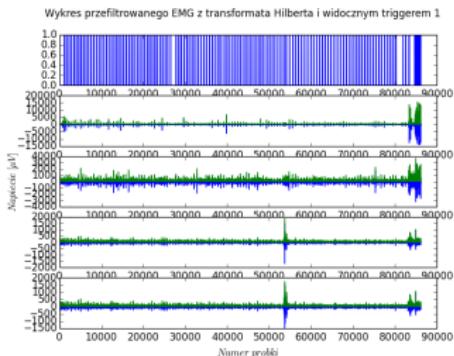
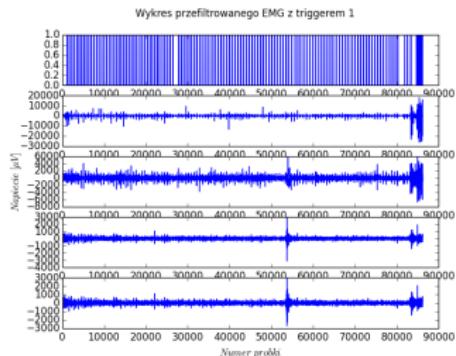
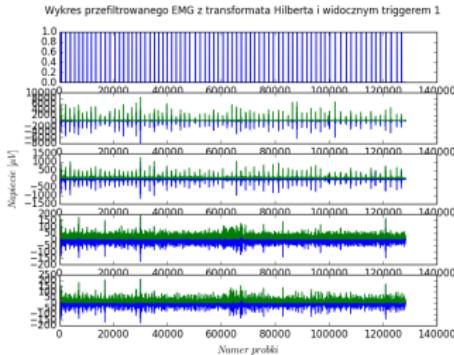
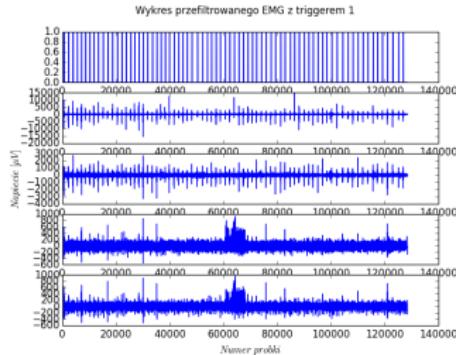
# Wykres EMG - sygnał z triggerem 1



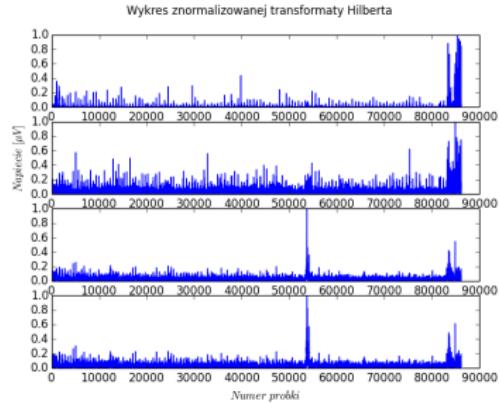
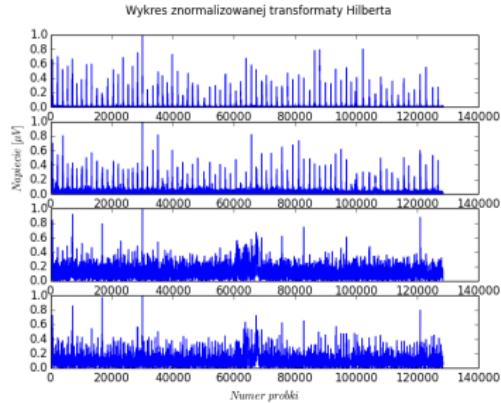
# Widmo mocy z zaznaczonymi przedziałami



# Porównanie wykresu EMG sprzed i po zastosowaniu filtru eliptycznego



# Znormalizowana transformata Hilberta



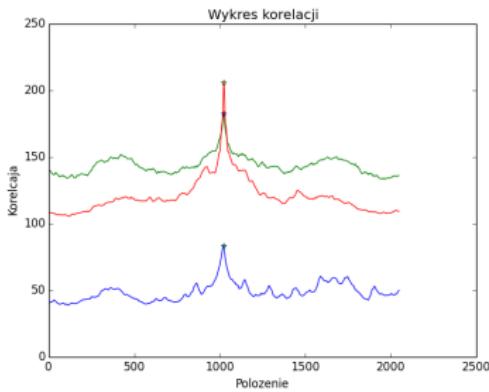
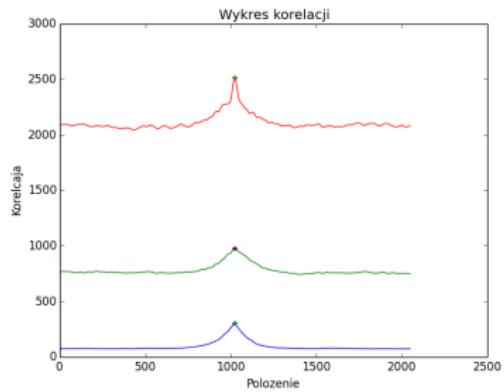
- Pomiar 1:

- odprowadzenie 1 -  $154.30 \pm 0.61 \mu V$
- odprowadzenie 2 -  $54.71 \pm 0.22 \mu V$
- odprowadzenie 3 -  $55.01 \pm 0.22 \mu V$
- odprowadzenie 4 -  $443.70 \pm 1.75 \mu V$

- Pomiar 2:

- odprowadzenie 1 -  $342.26 \pm 1.65 \mu V$
- odprowadzenie 2 -  $104.77 \pm 0.51 \mu V$
- odprowadzenie 3 -  $114.57 \pm 0.55 \mu V$
- odprowadzenie 4 -  $679.67 \pm 3.27 \mu V$

# Wyniki - wykresy korelacji



# Wyniki - wartości różnicy położenia maksimów korelacji

## ① Pomiar 1

- ① Odległość 1 - 3
- ② Odległość 2 - 1
- ③ Odległość 3 - 1

## ② Pomiar 2

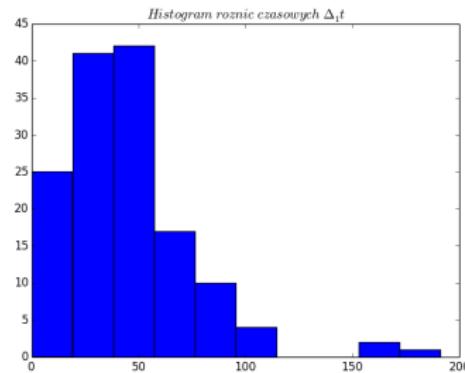
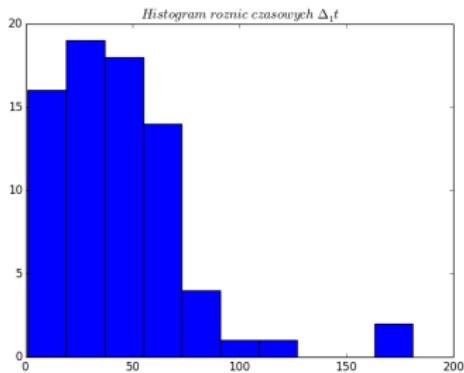
- ① Odległość 1 - 3
- ② Odległość 2 - 2
- ③ Odległość 3 - 0

# Wyniki - prędkość sygnału w motoneuronach

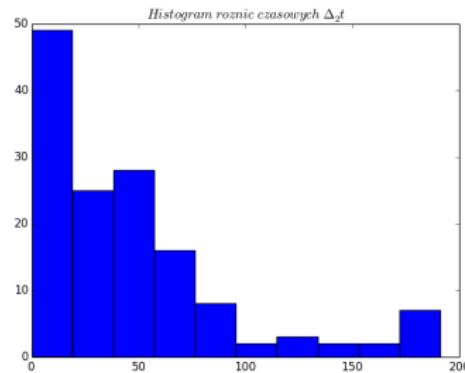
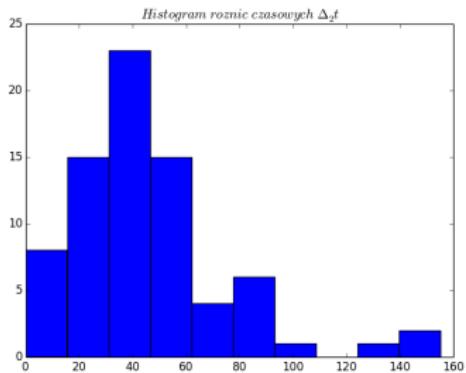
W obu pomiarach odległość pomiędzy maksimami korelacji wynosiła 5 punktów pomiarowych, co przy próbkowaniu 1024 Hz oraz długości pokonywanej drogi 0.5 m daje

$$v_{mot} = 102.4 \frac{m}{s} = 368.64 \frac{km}{h} \quad (2)$$

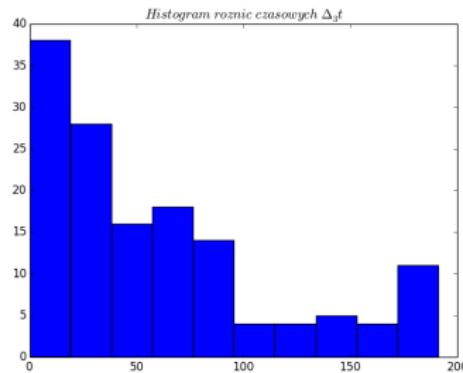
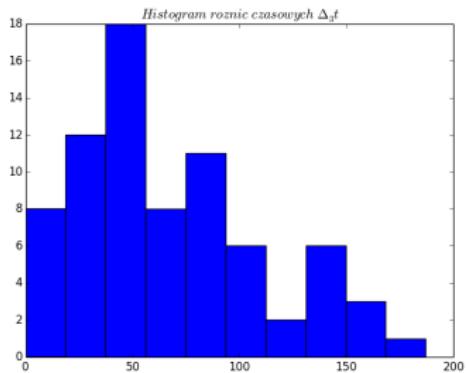
# Wyniki - histogramy



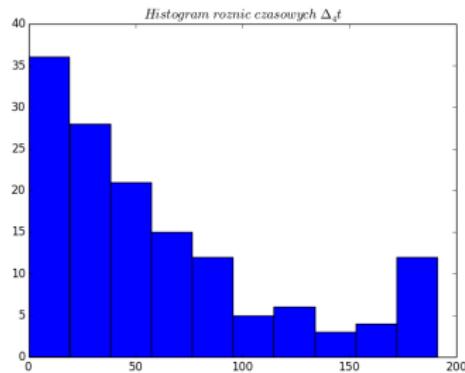
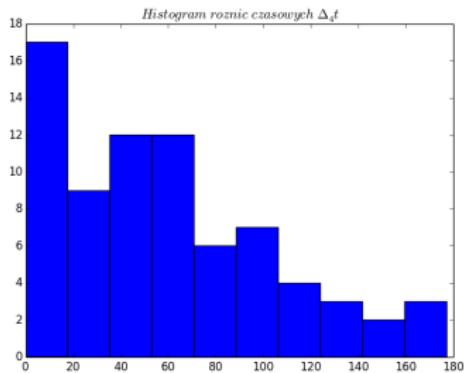
# Wyniki - histogramy



# Wyniki - histogramy



# Wyniki - histogramy



# Wyniki - Wartości oczekiwane $\Delta_n$

## ① Pomiar 1

- ①  $\Delta_{n1} = 43.97$
- ②  $\Delta_{n2} = 45.24$
- ③  $\Delta_{n3} = 68.13$
- ④  $\Delta_{n4} = 59.23$

## ② Pomiar 2

- ①  $\Delta_{n1} = 44.29$
- ②  $\Delta_{n2} = 46.45$
- ③  $\Delta_{n3} = 60.18$
- ④  $\Delta_{n4} = 61.06$

# Wyniki - Wartości oczekiwane $\Delta_n$ po wykonaniu testu $3\sigma$

## 1 Pomiar 1

- ①  $\Delta_{n1} = 39.13$
- ②  $\Delta_{n2} = 41.04$
- ③  $\Delta_{n3} = 63.86$
- ④  $\Delta_{n4} = 51.54$

## 2 Pomiar 2

- ①  $\Delta_{n1} = 41.01$
- ②  $\Delta_{n2} = 36.09$
- ③  $\Delta_{n3} = 49.81$
- ④  $\Delta_{n4} = 49.81$

# Wyniki - Wartości oczekiwane $\Delta_t$ po wykonaniu testu $3\sigma$

## ① Pomiar 1

- ①  $\Delta_{t1} = 38.12 \text{ ms}$
- ②  $\Delta_{t2} = 40.07 \text{ ms}$
- ③  $\Delta_{t3} = 62,36 \text{ ms}$
- ④  $\Delta_{t4} = 50.33 \text{ ms}$

## ② Pomiar 2

- ①  $\Delta_{t1} = 40.05 \text{ ms}$
- ②  $\Delta_{t2} = 35.24 \text{ ms}$
- ③  $\Delta_{t3} = 48.64 \text{ ms}$
- ④  $\Delta_{t4} = 48.64 \text{ ms}$

- ① Wyniki dwóch metod zbliżone gdy niedokładność jest mała
- ② Przewaga metody związanej z wyznaczeniem transformaty Hilberta i korelacji

# Bibliografia

- ① Materiały dydaktyczne dla studentów kierunku  
Zastosowanie Fizyki w Biologii i Medycynie, Uniwersystet  
Warszawski
- ② Slajdy z wykładu Piotra Suffczyńskiego  
*[http : //brain.fuw.edu.pl/ ~ suffa/](http://brain.fuw.edu.pl/~suffa/)*, Uniwersystet  
Warszawski
- ③ Notatki własne z zajęć

# Autorzy

Autorzy:

- Urszula Oleszek
- Rafał Jurczak

Dziękujemy za uwagę.

