

Badania dynamiki EMG dla potrzeb diagnostyki

Piotr Wawryka

Katedra Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej
al. A. Mickiewicza 30
Pawilon C-3, p. 208
30-059 Kraków

<http://home.agh.edu.pl/~psw/>



Motywacje

Studia, jak to się zaczęło...

Historia o:

projekcie bionicznej dłoni

i analizie porównawczej sygnałów.

Motywacją aktualnych badań jest redukcja stresu i bólu podczas wykonywania pomiarów mięśniowych.

Aktualne badania

Częstotliwościowe analizy,

właściwości widmowych sygnałów globalnych (sEMG) i elementarnych (nEMG)

wygładzone widma amplitudowe jako podstawa porównywania właściwości sygnałów

w dziedzinie czasu (odp. imp)

Prace przyszłe

Pogłębienie badań pilotażowych, sprawdzenie hipotez na uzupełnionych danych empirycznych.



Agenda

Motywacje

Studia, jak to się zaczęło...

Historia o:

projekcie bionicznej dłoni

i analizie porównawczej sygnałów.

Motywacją aktualnych badań jest redukcja stresu i bólu podczas wykonywania pomiarów mięśniowych.

Aktualne badania

Częstotliwościowe analizy,

właściwości widmowych sygnałów globalnych (sEMG) i elementarnych (nEMG)

wyglądzone widma amplitudowe jako podstawa porównywania właściwości sygnałów
w dziedzinie czasu (odp. imp)

Prace przyszłe

Pogłębienie badań pilotażowych, sprawdzenie hipotez na uzupełnionych danych empirycznych.



Agenda

Motywacje

Studia, jak to się zaczęło...

Historia o:

projekcie bionicznej dłoni

i analizie porównawczej sygnałów.

Motywacją aktualnych badań jest redukcja stresu i bólu podczas wykonywania pomiarów mięśniowych.

Aktualne badania

Częstotliwościowe analizy,

właściwości widmowych sygnałów globalnych (sEMG) i elementarnych (nEMG)

wyglądzone widma amplitudowe jako podstawa porównywania właściwości sygnałów
w dziedzinie czasu (odp. imp)

Prace przyszłe

Pogłębienie badań pilotażowych, sprawdzenie hipotez na uzupełnionych danych empirycznych.



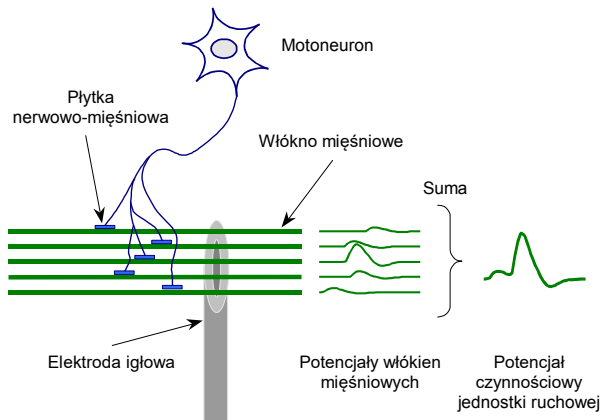
Część I

Opisowa



Biologia badanego zjawiska I

Potencjał czynnościowy jednostki ruchowej



Dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

Biosygnały

1 – 25/75



Właściwości motoneuronu

Motoneuron pobudza jednostkę ruchową, czas trwania impulsu pobudzającego jedno włókno wynosi około 1 ms, ze względu na opóźnienia, następuje rozmycie do około 10 ms.

Motoneuron ma od 4 do 4000 połączeń z pytkami.



Potencjał czynnościowy jednostki ruchowej

Potencjał czynnościowy JR jest wynikiem sumowania potencjałów włókien mięśniowych należących do danej jednostki ruchowej i będących w zasięgu elektrody odbiorczej; **w istocie nie jest to więc potencjał całej jednostki ruchowej.**

Potencjał pojedynczego włókna trwa średnio 2-3 ms. Strefa płytek ruchowych włókien należących do danej jednostki ruchowej rozciąga się wzdłuż włókien na długości 20-30 mm, czas przewodzenia impulsu od płytki do miejsca wkłucia elektrody jest więc dla różnych włókien różny. Również odległość poszczególnych włókien od elektrody odbiorczej nie jest jednakowa. Rezultatem tego jest tzw. dyspersja czasowa („rozmycie”) potencjałów z poszczególnych włókien wynosząca około 7 ms. Dodatkowe 3 ms wynikają z dyspersji potencjału podczas przewodzenia wzdłuż włókna mięśniowego poza strefą płytki (prędkość propagacji potencjału w poszczególnych włóknach nie jest jednakowa).

Ostatecznie czas trwania potencjału czynnościowego prawidłowej jednostki ruchowej wynosi około 9-15 ms i w największym stopniu jest zależny od typu mięśnia – mięśnie o długich włóknach charakteryzują się długimi czasami trwania (duże różnice w czasie propagacji), natomiast najkrótsze czasy trwania rejestruje się w mięśniach najmniejszych, np. w mięśniach poruszających gałką oczną.

Dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

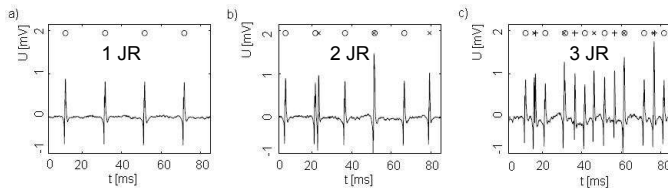
Biosygnaty

1 – 24/75



Regulacja siły skurczu mięśnia

- Liczba aktywnych jednostek ruchowych (ok. 80%).



- Częstotliwość wyzwalania jednostek ruchowych (ok. 20%).



Normy medyczne

Table 1. Mean values, standard deviations, and upper and lower individual limits of MUAP parameters of different muscles.

Muscle	Amplitude (μV)			Duration (ms)			Thickness (area/amplitude) (ms)			S.I.			Phases (mean $\pm$ SD)	Spike duration (ms) (mean $\pm$ SD)
	Mean $\pm$ SD	Upper lim.	Lower lim.	Mean $\pm$ SD	Upper lim.	Lower lim.	Mean $\pm$ SD	Upper lim.	Lower lim.	Mean $\pm$ SD	Upper lim.	Lower lim.		
Deltoid	550 $\pm$ 110	1531	162	10.4 $\pm$ 1.3	18.4	4.2	1.56 $\pm$ 0.22	2.943	0.648	0.85 $\pm$ 0.31	2.916	-0.478	2.98 $\pm$ 0.28	4.18 $\pm$ 0.75
Brachial biceps	436 $\pm$ 115	1414	178	9.9 $\pm$ 1.4	16.4	4.2	1.46 $\pm$ 0.20	2.093	0.564	0.65 $\pm$ 0.33	2.053	-0.539	2.62 $\pm$ 0.31	4.17 $\pm$ 0.60
Dorsal interosseous	752 $\pm$ 247	2301	188	9.4 $\pm$ 1.3	18.0	4.0	1.38 $\pm$ 0.22	2.610	0.485	0.98 $\pm$ 0.38	2.281	-0.912	3.13 $\pm$ 0.38	3.87 $\pm$ 0.62
Lateral vastus	687 $\pm$ 239	1954	172	11.7 $\pm$ 1.9	21.6	4.6	1.72 $\pm$ 0.23	3.110	0.602	1.24 $\pm$ 0.39	2.916	-0.478	3.04 $\pm$ 0.28	4.53 $\pm$ 0.82
Anterior tibial	666 $\pm$ 254	1572	194	11.4 $\pm$ 1.2	18.4	4.6	1.67 $\pm$ 0.23	2.810	0.575	1.17 $\pm$ 0.30	2.463	-0.397	3.15 $\pm$ 0.27	4.66 $\pm$ 0.94

844 MUAP Reference Values

MUSCLE & NERVE August 1994

$\pm 2\sigma$

		Mięsień naramienny	Mięsień międzykostny grzbietowy I	Mięsień obszary boczny	Mięsień piszczelowy przedni
A [μV]	min.	330	258	209	158
	max.	770	1246	1165	1174
t_{90} [ms]	min.	7,8	6,8	7,9	9,0
	max.	13,0	12,0	15,5	13,8
S [$\mu\text{V ms}$]	min.	514	352	354	266
	max.	1202	1724	2010	1958

Dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

Biosygnaly

1 – 21/75



Część II

Pomiar (praktyka)

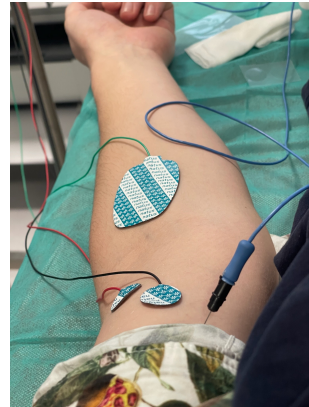
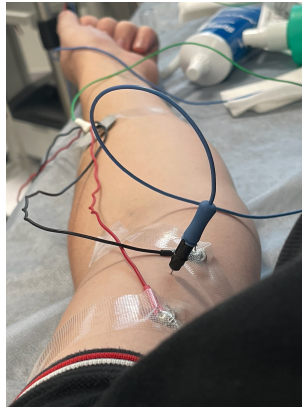
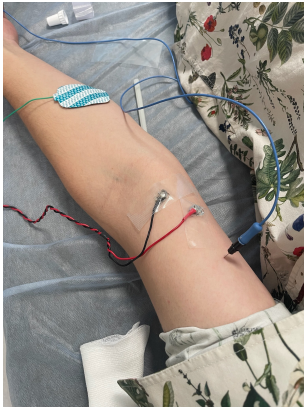


Po co mierzymy?

Schorzenia nerwowo-mięśniowe są diagnozowanie obecnie w sposób inwazyjny (needleEMG). Poszukiwane są zastosowania, gdzie pomiar powierzchniowy (surfaceEMG) mógłby być wystarczający, np. w badaniach przesiewowych lub wczesnego wykluczania schorzeń przewlekłych jak w przypadku tężyczki. Perspektywicznie patrząc pomiar EMG może mieć zastosowanie w sporcie i rehabilitacji.



Pracownia EMG



Rysunek: Równoczesny pomiar globalny i elementarny



Konfiguracja aparatury

 Sprzęt ✕

Wzmacniacz **Dodatkowe**

Wszystkie kanały **Kanał 1** Kanał 2

Zakres sygnału wejściowego: 15 mV ▼

Filtr dolnoprzepustowy (HPF): 20 Hz ▼

Wysoka częstotliwość (LPF): 5000 Hz ▼

Filtr sieciowy: Włącz ▼

Typ filtra sieciowego: Rekurencyjny ▼

Wysokoharmoniczny filtr: Włącz ▼ ...

Częstotliwość próbkowania: 25000 Hz ▼

Pomiar impedancji

Próg zielony/żółty (k Ω): 25 ▼

Próg żółty/ czerwony (k Ω): 40 ▼

Trig-in/Trig-out

☒ Odwrócona polaryzacja trig-in

☒ Odwrócona polaryzacja trig-out Czas trwania: 200 μ s ▼



Rysunek: Ustawienia domyślne

Biologia badanego zjawiska I

Techniki elektromiograficzne

**Sygnaly biomedyczne i metody ich rejestracji na przykladzie
*mięśniowych sygnalów elektrofizjologicznych***

- ✓ Potencjal czynnościowy jednostki ruchowej.
- ✓ Zapis prosty, pośredni i interferencyjny.
- ✓ Elektromiografia ilościowa.
- ✓ Potencjal czynnościowy jednostki miogennej i neurogennej.
- ✓ Techniki rejestracji:
 - *Surface EMG,*
 - *Needle EMG,*
 - *Single Fiber EMG,*
 - *Macro EMG,*
 - *Scanning EMG.*

Dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

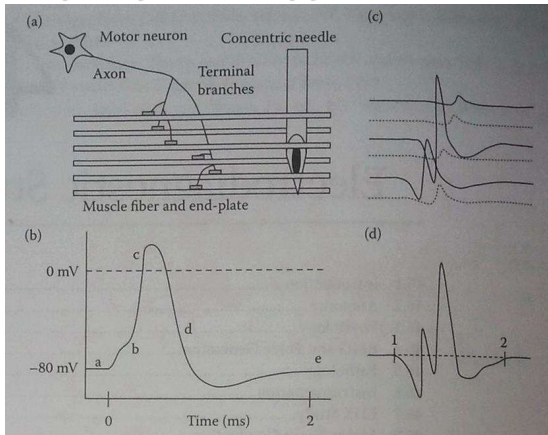
Biosygnaly

1 – 23/75



Biologia badanego zjawiska II

Potencjał czynnościowy jednostki ruchowej



Dr hab. inż. Andrzej P. Dobrowolski

Biosygnaty

1 - 26/75



Część III

Teoria analityczna



Twierdzenie Fouriera

Twierdzenie

$$y(n\Delta t) = a_0 + \sum_{i=1}^I \left[a_i \cos\left(\frac{\pi i}{N} n\right) + b_i \sin\left(\frac{\pi i}{N} n\right) \right]$$



Kryterium podobieństwa

Podstawowym kryterium podobieństwa sygnałów EMG mierzonych w różny sposób, może być zgodność ich fourierowskich widm amplitudowych obliczanych z uwzględnieniem odmiennych czynników zakłócających.



Widmo amplitudowe wyraża formuła

Twierdzenie

$$A = \sqrt{a_i^2 + b_i^2}$$

Widmo fazowe

$$\phi(i) = \arctag\left(\frac{a_i}{b_i}\right)$$

ma mniejsze znaczenie (jest losowe)



Widmo amplitudowe wyraża formuła

Twierdzenie

$$A = \sqrt{a_i^2 + b_i^2}$$

Widmo fazowe

$$\phi(i) = \arctag\left(\frac{a_i}{b_i}\right)$$

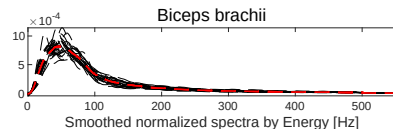
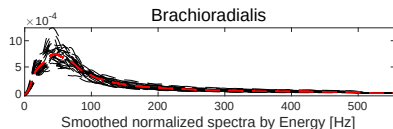
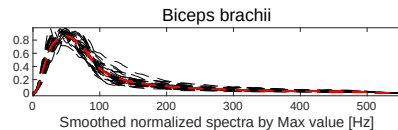
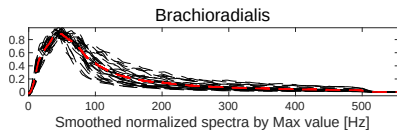
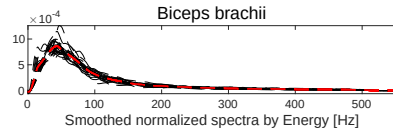
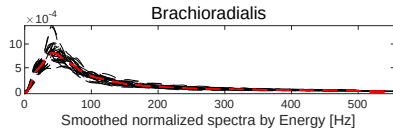
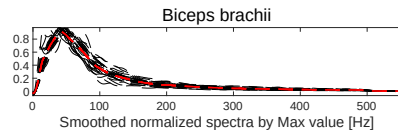
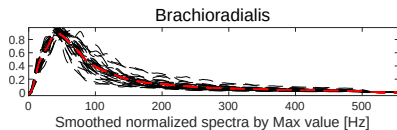
ma mniejsze znaczenie (jest losowe)



W ramach pracy magisterskiej przeprowadziłem obszerne analizy pacjenta zdrowego, wygładzone widma wielu powtórzeń tego samego gestu dla tego samego pacjenta i wielu pacjentów pozwoliły opracować wzorzec jako średnią arytmetyczną widm uzyskanych w poszczególnych eksperymentach. Pomiarzy przeprowadzono metodą globalną, co ilustruje...



Centroids from all trainings (55) Intermediate(1:4) and Supinated grip(5:8)



Eksperymenty te są obecnie uzupełniane wzorcami sygnałów pacjentów ze schorzeniami, jak widać dominującą częstotliwością jest 50 Hz.

W związku z tym pomiary prowadzi się z zastosowaniem filtracji w okolicach 50 Hz. Technikę tę zastosowano dalej do analizy widmowej równoczesnych sygnałów sEMG i nEMG, które są przedmiotem intensywnych badań.



Użyto filtrów klasy FIR.

Filtr MTbF ma liniową charakterystykę fazową.



Założenia podstawowe:

1. Włókna mięśniowe reagują na wymuszenie impulsowe jonowe tak jak układ liniowy, tzn. można przyjąć, że ich właściwości dynamiczne można opisać modelem liniowym.
2. Ze względu na złożoność tych właściwości odpowiednim modelem jest nieparametryczny model w postaci odpowiedzi impulsowej.
3. Wszystkie włókna mają takie same (nieistotnie różniące się) właściwości dynamiczne, w związku z tym odpowiedź jednostki ruchowej można opisać modelem splotowym z impulsową funkcją przejścia wyznaczoną dla włókien mięśniowych pobudzonych odpowiednio rozmytymi dodatnimi impulsami.



Wzór splotowy

Twierdzenie (Model dynamiki jednostki ruchowej - funkcja splotu)

$$y(n) = \sum_{i=1}^l g(i) \cdot U(n-i) + \delta y_0 \cdot g(n)$$



Założenie do identyfikacji f. imp (kernel przekształcenia wejść w wyjście)

1. Wszystkie włókna mięśniowe mają zbliżony kształt odp. imp. pomijając amplitudę.
2. Wejście "u" jest sumą pobudzeń wielu jednostek ruchowych, wobec tego może być odwzorowane jako spróbowany sygnał ciągły.

Wartość $u(n)$ jest proporcjonalna do mocy sygnału opóźnionego. Analiza w dziedzinie czasu zmierza do identyfikacji...



Wzór splotowy

Twierdzenie (G)

Gdzie G jest wektorem kolumnowym wartości $g(i=1:I)$, $\text{abs}(g(i > I)) < \epsilon$, $\epsilon = 1e-6$

R — macierz kary proporcjonalnej do sumy kwadratów przyrostów G

$$G = [\Phi^T \cdot \Phi + R]^{-1} \cdot \Phi^T \cdot Y$$

Listing 1: Deklaracja macierzy Φ

```
1 FI(n,:) = u(n-[1:I]), dimFI = N, I (N=150000, I=400)
```



Jako wejście przyjęto schodkową funkcję o wartościach proporcjonalnych do średniokwadratowej wartości opóźnionego wyjścia y (proporcjonalną do mocy wyjścia) Funkcję G powinna być wyznaczona na podstawie odpowiednio gęsto spóbkowanego sygnału igłowego.

Taki kształt wejścia przyjęto dla poprawienia własności numerycznych procedury. Wartość $I = 800$ (regresja o dużej liczbie parametrów)

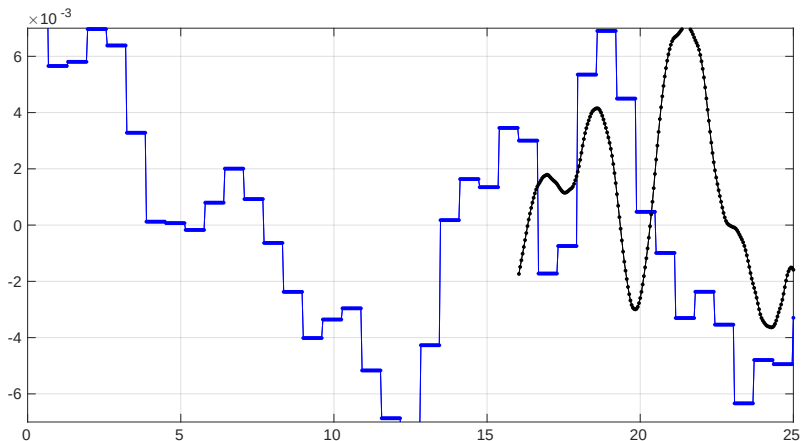


Część IV

Grafika (synteza)



Rys. I



Początkowy fragment sygnału wejściowego (b.-) i wyjścia (k.-) do identyfikacji odpowiedzi impulsowej $g(i)$

Eliminacja efektu skóry — odtworzenie potencjałów podskórnych
na podstawie igłowych



Rys. II

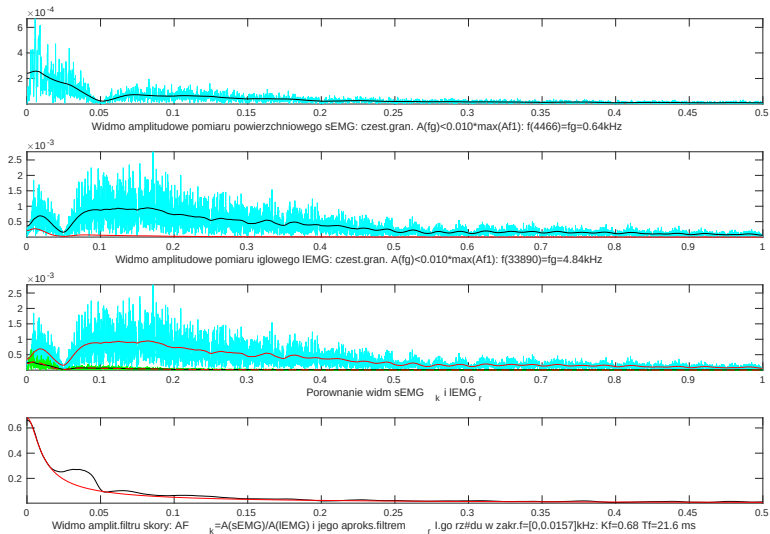
... wartościami pomiaru igłowego, który jest mierzony z częstotliwością 0.5 kHz up sampling na 5kHz metodą interpolacji, zbadano efekt interpolacji harmonicznej i wielomianowej, która okazała się znacznie mniej wrażliwa na zakłócenia widm amplitudowych uzyskanego sygnału (powierzchniowego i igłowego) oraz obliczenie stosunku amplitud. Rekonstrukcja filtru amplitudowego filtru skóry.

3. Wyznaczenie MNK parametrów wzmocnienia filtru skóry...

4. Odtworzenie sygnału podskórnego na podstawie pomiaru sygnału powierzchniowego. Metodą odwróconej filtracji dyskretniej.



Rys. III



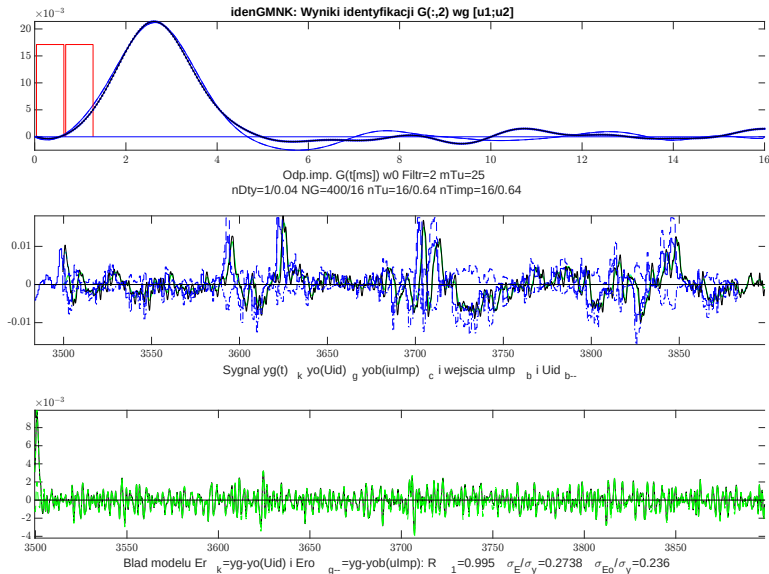
Rys. IV

Uwaga: Dopasowanie ch-ki filtra skóry przeprowadzono na podstawie początkowego fragmentu (do 15 Hz) func. regresji

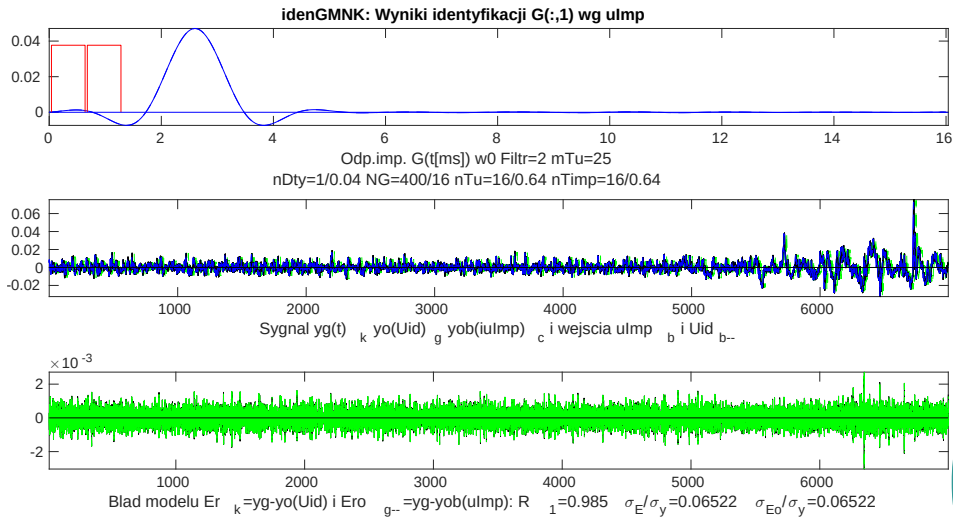
Pomiary nEMG i sEMG s różnicowe, w celu uzyskaniu informacji o łączym oddziaływaniu sumy wszystkich wymuszeń, proponuje się przeprowadzenie dekompozycji. Dla sygnału różnicowego "u" na u_1 i u_2 , dekompozycję przeprowadzono, sugerując się metodą przedstawioną w publikacji [inżynierskiej](#), metodą programowania kwadratowego.



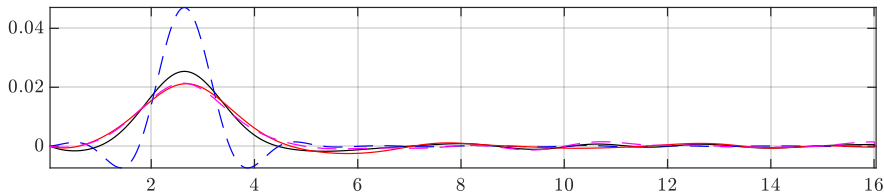
Rys. V



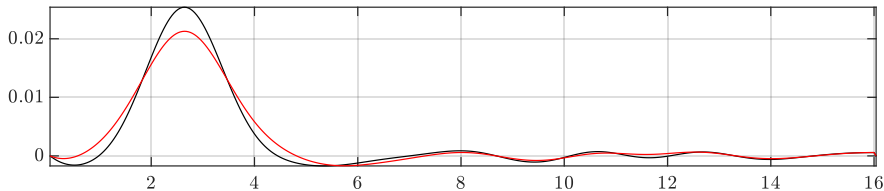
Rys. VI



Rys. VII



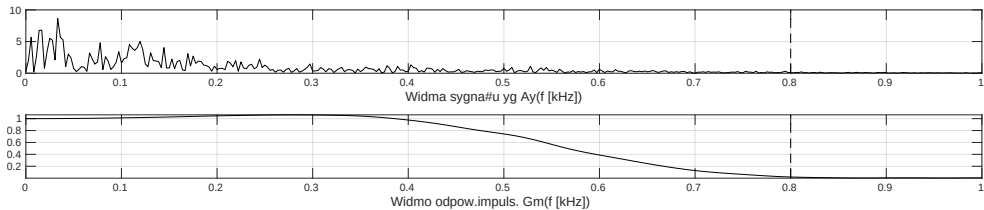
Odpowiedzi impulsowe: srednia pelna $G(t, u|mp)_{b--}$ i $G_N(t, u|mp)_k$, dla składowych $G_{2N}(t, u1)_r$ i $G_{2N}(t, u2)_{m--}$



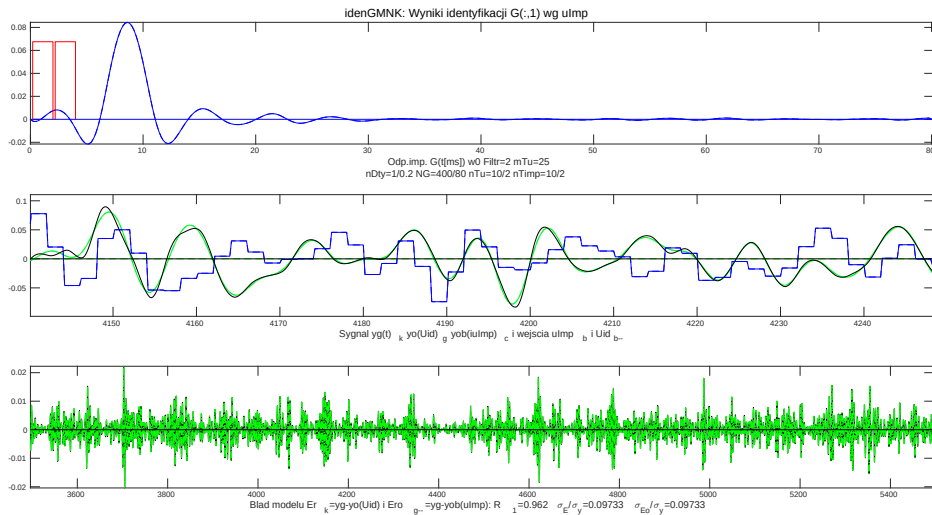
Odpowiedzi impulsowe srednia $G_N(t, u|mp)_k$ i srednia składowych $[G_{2N}(t, u1) + G_{2N}(t, u2)]/2_r$



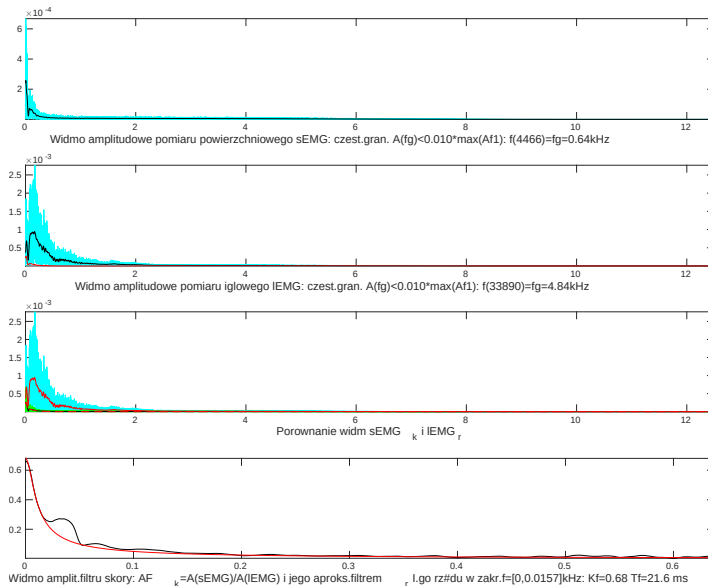
Rys. VIII



Rys. IX



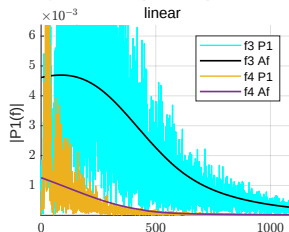
Rys. X



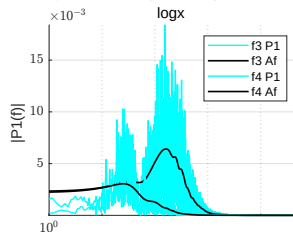
Ciekawostka

Ostateczne nagranie 100kHz, filtry w#a#czzone

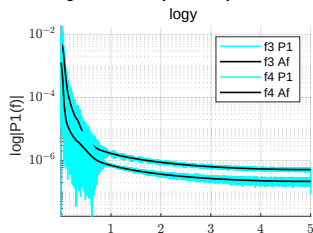
Single-Sided Amplitude Spectrum



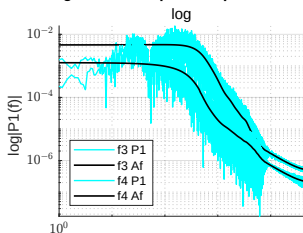
Single-Sided Amplitude Spectrum



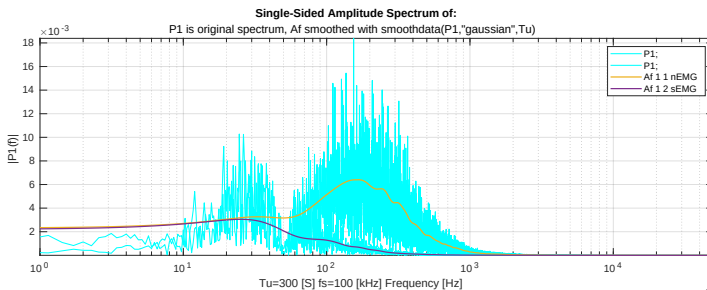
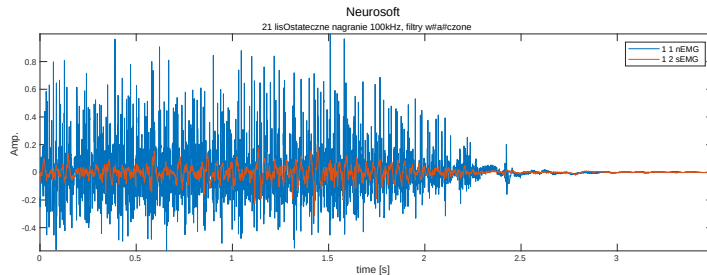
Single-Sided Amplitude Spectrum



Single-Sided Amplitude Spectrum



Ciekawostka cd.



Dziękuję za uwagę

psw@agh.edu.pl

