

## DIAGNOZOWANIE STANU MIĘŚNI NA PODSTAWIE ANALIZY WIDMOWEJ PJR

Andrzej DOBROWOLSKI\*, Piotr KOMUR\*, Kazimierz TOMCZYKIEWICZ\*\*

\* Instytut Systemów Elektronicznych WEL, Wojskowa Akademia Techniczna  
ul. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa (<http://adobrowolski.wel.wat.edu.pl/>)

\*\* Klinika Neurologiczna, Wojskowy Instytut Medyczny  
ul. Szaserów 128, 00-909 Warszawa

### Streszczenie

Statystyczne opracowanie wyników badania elektromiograficznego zapewnia w większości przypadków prawidłową klasyfikację patologii bez określenia stopnia ciężkości choroby. Celem rozpoczętych badań jest stworzenie aplikacji, która wykorzystując specjalnie opracowane algorytmy cyfrowego przetwarzania sygnałów, w sposób automatyczny i jednoznaczny wyznaczy rodzaj patologii oraz – być może – stopień uszkodzenia badanego mięśnia. Drugim celem publikacji jest uporządkowanie medycznych pojęć związanych z badaniami elektromiograficznymi w kontekście inżynierskim, co pozwoli ukonstytuować niezbędną płaszczyznę łączącą środowiska medyczne i techniczne.

Słowa kluczowe: elektromiografia ilościowa, potencjał czynnościowy jednostki ruchowej, analiza widmowa.

### DIAGNOSE OF MUSCLE CONDITION ON THE BASIS OF MUP SPECTRAL ANALYSIS

#### Summary

The statistical study of the electromyography examination results, secure in most cases the correct classification of pathology without a grade of disease qualification. The aim of beginning works is to create an application, which applies dedicated digital signal processing algorithms, automatically and unambiguously determine the kind of pathology and perhaps the grade of disease. Another aim of this paper is to clarify medical concepts connected with electromyography examination in an engineering context. This allows us to form essential common ground linked to medical and technical environments.

Keywords: quantitative electromyography, motor unit action potential, spectral analysis.

## 1. WPROWADZENIE

*Elektromiografia (EMG)* jest badaniem czynnościowym odgrywającym podstawową rolę w diagnostyce chorób mięśni i nerwów, pozwalającym m.in. na odróżnienie zapisu mięśnia zdrowego od zmienionego oraz określenie czy zmiany chorobowe mają charakter pierwotnie mięśniowy czy neurogenny.

Statystyczne opracowanie wyników badania elektromiograficznego realizowane w dziedzinie czasu zapewnia w większości przypadków prawidłową klasyfikację patologii bez określenia stopnia zaawansowania choroby. Jednakże ze względu na niejednoznaczność definicji parametrów czasowych diagnoza może być obarczona dużym błędem, który jest w tym przypadku silną funkcją doświadczenia diagnosty. Dotychczasowa praktyka lekarska nakazuje, na zasadzie consensusu, zarejestrować przynajmniej 20 różnych potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych wchodzących w skład jednego mięśnia. Następnie dla każdego

z przebiegów wyznacza się wybrane parametry czasowe (zaprezentowane w niniejszym artykule) i w dalszej kolejności oblicza ich wartości średnie. W końcowej fazie porównuje się te wartości z normą i – opierając się jednocześnie o dodatkowe informacje elektromiograficzne – stawia diagnozę.

Kłopotliwość takiej procedury w praktyce klinicznej polega na dużej czasochłonności, wynikającej m.in. z konieczności wyznaczania wielu parametrów przebiegu, najczęściej od 4 do 7. Dodatkowym problemem jest – jak wyżej wspomniano – niejednoznaczność przy określaniu podstawowych parametrów czasowych, co może powodować wątpliwości podczas porównywania parametrów określonych przez konkretnego diagnostę z normą, wyznaczoną w innym ośrodku badawczym i najczęściej za pomocą sprzętu starszej generacji.

Niniejsza praca została zainspirowana pomysłem uzyskania średniego przebiegu potencjału ruchowego i analizy jego parametrów, zamiast uśredniania parametrów potencjałów składowych.

Istotnym problemem okazała się jednak właściwa synchronizacja przebiegów mająca w tym przypadku znaczenie krytyczne, gdyż niewielkie przesunięcia przebiegów składowych silnie wpływały na kształt przebiegu wypadkowego. Przedstawiony problem stał się pierwotną przyczyną zainteresowania autorów zastosowaniem klasycznej analizy fourierowskiej. Średnie widmo amplitudowe, ze względu na swoją naturę, okazało się praktycznie niewrażliwe na synchronizację czasową przebiegów składowych, co umożliwiło zastosowanie klarownych i niezależnych od diagnosty procedur obliczeniowych.

Końcowym efektem pierwszego etapu badań jest zdefiniowanie pojedynczej dyskryminanty punktowej umożliwiającej bezpośrednio postawienie jednoznacznej diagnozy. Podstawową zaletą proponowanej dyskryminanty jest precyzyjna i realizowalna w sposób zalgorytmizowany definicja, pozwalająca na obiektywne porównywanie wyników badań uzyskiwanych przez diagnostów o różnym doświadczeniu i pochodzących z różnych ośrodków badawczych. Spełnia więc podstawowe kryterium parametru służącego do określenia normy. Propozycja takiej normy dla wybranego mięśnia przedstawiona jest w końcowej części artykułu.

Poza określeniem czy ewentualne zmiany chorobowe mają charakter miogenny czy neurogeny elektromiografia pozwala na:

- ustalenie lokalizacji procesu;
- ocenę dynamiki procesu;
- różnicowanie niedowładu pochodzenia ośrodkowego od obwodowego czy psychogenego.

Elektromiografia jest często uzupełniana *elektroneurografia* (ENG), czyli badaniem przewodnictwa we włóknach czuciowych i ruchowych nerwów.

*Włókna mięśniowe* mają średnicę  $10 \div 100 \mu\text{m}$  i długość od 1 mm do kilkunastu centymetrów. Grupa włókien mięśniowych unerwionych przez jeden *neuron ruchowy* tworzy tzw. *jednostkę ruchową*, w której skład wchodzi:

- komórka ruchowa rogów przednich lub jądro ruchowe nerwów czaszkowych wraz z *aksonem* (wypustką nerwu biegnącą do mięśnia),
- unerwione przez nią włókna mięśniowe,
- złącza (płytki) nerwowo-mięśniowe, tworzące połączenia między zakończeniami aksonu, a włóknami mięśniowymi.

Skurcz włókna mięśniowego można uznać za proces biochemiczny ściśle związany z pobudzeniem elektrycznym błony, czyli potencjałem czynnościowym włókna mięśniowego. Powstanie pobudzenia elektrycznego oparte jest na teorii jonowej, w myśl której pobudzenie komórki sprowadza się do zmiany przepuszczalności błony dla jonów sodu i potasu. Potencjał spoczynkowy jest wynikiem gradientu elektrochemicznego w rozmieszczeniu jonów oraz różnej

przepuszczalności błony dla poszczególnych jonów. Potencjał spoczynkowy jest kształtowany głównie przez jony sodu, potasu i chloru. Gradient elektrochemiczny dla jonów sodu i potasu jest utrzymywany dzięki stałej czynności pompy sodowo-potasowej odpowiedzialnej za aktywny transport jonów.

Impuls biegnący nerwem ruchowym uwalnia w płytce nerwowo-mięśniowej, acetylocholinę przenoszącą pobudzenie na włókno mięśniowe. W czasie pobudzenia następuje gwałtowne przejściowe odwrócenie potencjału błonowego z ujemnego na dodatni, tzw. *depolaryzacja*. Zjawisku temu towarzyszy przepływ prądów błonowych powstałych w wyniku zmian przepuszczalności dla jonów sodu i potasu. Pobudzenie włókna rozpoczyna się w okolicy płytki nerwowo-mięśniowej i propaguje się w zależności od typu włókna z prędkością około  $1,5 \div 6,0$  m/s obejmując jednocześnie błony kanalików poprzecznych. Depolaryzacja tych struktur powoduje gwałtowne uwalnianie jonów wapnia ze zbiorników końcowych do cytoplazmy, co wywołuje skurcz włókna mięśniowego.

Przyczyną chorób nerwowo-mięśniowych jest uszkodzenie poszczególnych elementów jednostki ruchowej. Wyróżnia się *miopatie*, czyli choroby mięśni oraz *neuropatie* będące chorobami nerwów obwodowych. Proces chorobowy może również objąć swoim zasięgiem złącze nerwowo-mięśniowe i wówczas również podlega ocenie elektrofizjologicznej. Obraz kliniczny miopatii wykazuje m.in. obecność charakterystycznych zmian elektromiograficznych, tzw. *zapis miogenny*, natomiast w przypadku neuropatii otrzymuje się tzw. *zapis neurogeny*.

Badanie EMG polega na wprowadzeniu do mięśnia elektrody igłowej i rejestracji potencjałów z mięśnia w spoczynku oraz podczas słabego i maksymalnego wysiłku. Zarejestrowane potencjały noszą nazwę *potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych (PJR)*. Podczas badania elektroda jest przemieszczana wielokrotnie, w celu oceny różnych fragmentów mięśnia. PJR przedstawia krzywą ilustrującą depolaryzację i repolaryzację włókna mięśniowego, a charakter tej krzywej świadczy o prawidłowej bądź nieprawidłowej czynności elektrycznej jednostki ruchowej. Diagnoza z reguły poprzedzona jest statystyczną analizą kształtu [1, 2], a w szczególności amplitudy i czasu trwania PJR – tzw. *elektromiografia ilościowa (QEMG)*. Aby zapewnić wiarygodność analizy statystycznej konieczny jest pomiar co najmniej 20 różnych potencjałów, przy czym nie uwzględnia się przebiegów o wartości międzyszczytowej mniejszej od  $50 \mu\text{V}$ . Kryterium wyboru potencjałów jest co najmniej pięciokrotne występowanie w tym samym zapisie potencjałów o identycznym kształcie.

W ostatnich latach, w celu zwiększenia wartości diagnostycznej pomiarów QEMG, stosuje się m.in. parametry statystyczne wyższych rzędów [3],

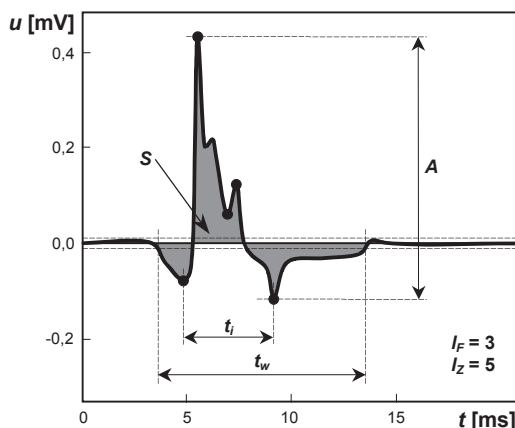
sztuczne sieci neuronowe [4], analizę widmową [5] i falkową [6], filtrację cyfrową [7] oraz techniki modelowania [8]. Główną zaletą prezentowanej w tym artykule metody widmowej jest brak konieczności precyzyjnego wyznaczania początku i końca PJR oraz pozostałych – przedstawionych w kolejnym rozdziale – parametrów definiowanych w dziedzinie czasu.

## 2. ELEKTROMIOGRAM FIZJOLOGICZNY I PATOLOGICZNY

W stanie spoczynku w mięśniu zdrowym nie stwierdza się czynności elektrycznej. Przy wkłuwaniu elektrody igłowej w rozluźniony mięsień prawidłowa jest jedynie krótkotrwała aktywność spontaniczna jako wyraz nadmiernej pobudliwości błony komórkowej włókna mięśniowego. Pojawienie się długotrwałej aktywności spontanicznej w spoczynku jest patologią.

Podczas skurczu mięśnia, zależnie od jego siły, angażowana jest mniejsza lub większa liczba jednostek ruchowych. Przy lekkim skurczu mięśnia można wyróżnić pojedyncze potencjały jednostek ruchowych, przy skurczu silniejszym lub maksymalnym poszczególne potencjały nakładają się na siebie, tworząc *zapis interferencyjny* będący efektem sumowania w czasie i przestrzeni potencjałów różnych jednostek ruchowych.

Parametry fizjologicznych potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych określone w populacji zdrowych dorosłych ludzi z uwzględnieniem rodzaju mięśnia przedstawione są w [9], a definicje parametrów zilustrowane są na rys. 1. Prawidłowe wartości amplitud PJR wynoszą od kilkuset  $\mu\text{V}$  do kilku mV, a czasy trwania mieszczą się w przedziale od kilku do kilkunastu ms. Liczba faz w warunkach fizjologicznych jest mniejsza od 4. Dopuszcza się jednak wystąpienie od 3-15% potencjałów wielofazowych.



Rys. 1. Ilustracja parametrów PJR

Przyjmuje się następujące definicje parametrów czasowych:

- **Amplitudę  $A$**  potencjału definiuje się jako wartość międzyszczytową.

- **Czas trwania PJR  $t_w$**  mierzy się od pierwszego wychylenia przebiegu od linii podstawy do punktu, w którym końcowa faza przebiegu z powrotem osiąga linię podstawy z określoną procentowo lub bezwzględnie tolerancją amplitudy.
- **Czas trwania impulsu  $t_i$**  określa się jako czas między minimami określającymi największe dodatnie wychylenie potencjału.
- **Czas ekwiwalentny  $t_e$**  jest czasem impulsu prostokątnego zapewniającym taką samą powierzchnię jak badany przebieg przy amplitudzie równej amplitudzie badanego impulsu.
- **Powierzchnia  $S$**  jest określana jako powierzchnia pod modułem przebiegu, w przedziale określonym przez czas trwania  $t_w$ .
- **Liczbę faz  $l_F$**  definiuje się jako liczbę odchyżeń potencjału od linii podstawy.
- **Zwroty** definiuje się jako punkty zmiany kierunku potencjału, czyli ekstrema przebiegu, zaś **liczbę zwrotów  $l_Z$**  wyznacza się biorąc pod uwagę jedynie te sąsiednie punkty zmiany kierunku, dla których różnica wartości przekracza określoną wartość progową.

Podczas analizy wyników należy mieć świadomość, że w przedziale  $\pm \sigma$  wokół wartości średniej mieści się zaledwie 68% przypadków, dla  $\pm 1,5\sigma$  jest to już 87%, a przedział  $\pm 2,5\sigma$  pokrywa 98,8%, czyli „praktycznie” całą populację. Główny problem diagnostyczny pojawiający się niejednokrotnie podczas stosowania analizy czasowej polega na często występującym częściowym pokrywaniu się przedziałów  $\pm 2,5\sigma$  w przypadkach fizjologicznych i patologicznych.

Opracowywany przez autorów program analizujący przebiegi PJR wartość średnią  $\mu_x$  wyznacza w sposób klasyczny, zaś odchylenie standardowe  $\sigma_x$  oblicza na podstawie zależności ograniczającej błąd zaokrąglenia

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left( \sum_{i=1}^N x_i^2 - N \mu_x^2 \right)} \quad (1)$$

Procedura napisana w oparciu o zależność (1) jest wydajniejsza obliczeniowo od procedur bazujących bezpośrednio na definicji odchylenia standardowego oraz dokładniejsza – szczególnie, gdy wartość średnia jest dużo większa od odchylenia standardowego. W takim przypadku zgodnie ze wzorem definicyjnym należy odejmować w pętli dwie duże, lecz bliskie sobie wartości, co powoduje generację dużego błędu zaokrąglenia.

Wydłużenie średniego czasu trwania PJR, wzrost amplitudy oraz liczby potencjałów wielofazowych, zwiększenie powierzchni jednostki ruchowej oraz zubożenie zapisu wysiłkowego wskazują na proces neurogeny. Z drugiej strony do skrócenia średniego czasu trwania PJR, zmniejszenia powierzchni, zmniejszenia amplitudy i zwiększenia wielofazowości dochodzi w chorobach mięśni.

W przebiegu reinerwacji po uszkodzeniu nerwu obwodowego w pierwszym okresie mogą pojawić się potencjały wielofazowe o niskiej amplitudzie i krótkim czasie trwania. W procesach neurogennych dochodzi do zubożenia zapisu wysiłkowego, zmniejszenia liczby zwrotów oraz zmniejszenia stosunku napięcia pomiędzy sąsiednimi zwrotami do średniej amplitudy. Natomiast w procesach, gdzie ma miejsce uszkodzenie pierwotnie mięśniowe dochodzi do zwiększenia liczby zwrotów i zwiększenia stosunku napięcia pomiędzy sąsiednimi zwrotami do średniej amplitudy.

Reasumując można stwierdzić, że w przypadkach uszkodzeń neurogennych pojawia się zapis charakteryzujący się:

- aktywnością spontaniczną w spoczynku,
- wydłużonym czasem trwania i wysokimi amplitudami PJR,
- podwyższoną wielofazowością,
- ubogim zapisem wysiłkowym.

W przypadkach uszkodzeń pierwotnie mięśniowych mamy do czynienia z zapisem miogennym charakteryzującym się:

- krótkim czasem trwania i niską amplitudą PJR,
- podwyższoną wielofazowością,
- bogatym zapisem wysiłkowym – tzw. *interferencja patologiczna*.

### 3. CHARAKTERYSTYKA SYSTEMU AKWIZYCJI SYGNAŁÓW

Do badania i archiwizacji sygnałów EMG zastosowano system *Viking IV D* amerykańskiej firmy *Nicolet BioMedical Inc.* W systemie tym sygnał pomiarowy z badanej jednostki ruchowej mierzony za pomocą koncentrycznej elektrody igłowej o średnicy 0,45 mm produkcji włoskiej firmy *Spes Medica s.r.l.* jest wzmacniany w niskoszumnym wzmacniaczu pomiarowym o regulowanym wzmacnieniu, a następnie – po filtracji antyaliasingowej – poddawany przetwarzaniu analogowo-cyfrowemu.

Podstawowe parametry techniczne systemu *Viking IV D*:

- ustawiane programowo wzmacnienie: od 200 000 V/V do 20 V/V w 13-tu krokach wg reguły 4-2-1 (czułość: od 1  $\mu\text{V/dz}$  do 10 mV/dz w 13-tu krokach wg reguły 1-2-5);
- impedancja wejściowa: > 1 G $\Omega$ ;
- współczynnik tłumienia sygnału wspólnego: > 100 dB;
- wartość skuteczna napięcia szumów na wyjściu, w paśmie od 2 Hz do 10 kHz, przy zwartym wejściu: < 0,7  $\mu\text{V}$ ;
- rozdzielczość przetwornika A/C: 12 bitów;
- czas przetwarzania przetwornika A/C: 1  $\mu\text{s}$ ;
- nominalny pełny zakres przetwarzania przetwornika A/C:  $\pm 1\text{ V}$ ;
- całkowity błąd analogowy przetwornika A/C: < 1 LSB;

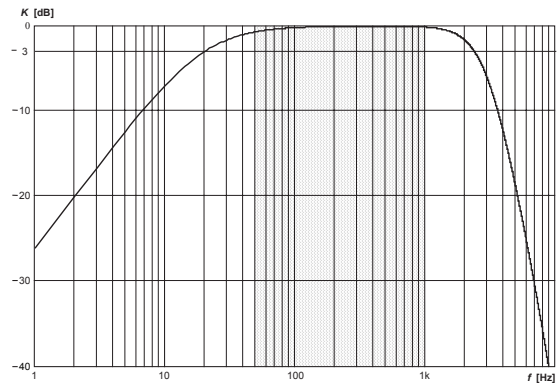
- częstotliwość próbkowania: 20 kHz;
- długość ciągu: 2000 próbek (100 ms).

W praktyce podczas rejestracji potencjałów jednostki ruchowej, w zależności od diagnozowanego przypadku, stosuje się czułości od 50  $\mu\text{V/dz}$  do 1 mV/dz, co oznacza faktyczną rozdzielczość amplitudową na poziomie

$$LSB = \frac{U_{FS}}{2^n} = \frac{U_{FS}}{2^{12}} \Rightarrow \begin{cases} LSB_{\min} = 0,12 \mu\text{V} \\ LSB_{\max} = 2,44 \mu\text{V} \end{cases} \quad (2)$$

przy czym  $U_{FS}$  oznacza nominalny pełny zakres przetwarzania (z uwzględnieniem wstępnego wzmacnienia), zaś  $n$  liczbę bitów słowa wyjściowego przetwornika A/C.

Charakterystyka częstotliwościowa toru z uwzględnieniem filtracji antyaliasingowej oraz wstępnego przetwarzania cyfrowego, przedstawiona jest na rys. 2;



Rys. 2. Charakterystyka częstotliwościowa toru pomiarowego (zaciemniono obszar analizy widma)

### 4. FOURIEROWSKA ANALIZA WIDMOWA

Ze względu na stosunkowo krótkie wektory próbek czasowych (od około 100 do 400 próbek) i zmienną, na etapie wstępnych badań, długość tych ciągów zrezygnowano z popularnych algorytmów szybkiej transformaty Fouriera na rzecz klasycznej definicji umożliwiającej uzyskanie dowolnej ziarnistości transformaty w dziedzinie częstotliwości, co w rozważanych przypadkach okazało się własnością bardzo cenną, m.in. ze względu na wąski fragment interesującego wycinka widma.

Przyjmując, że transformata liczona będzie dla  $\alpha$  razy więcej częstotliwości niż próbek w dziedzinie czasu posiada sygnał, otrzymujemy zależność określającą tzw. *częstotliwości analizy*

$$m \cdot \Delta f = m \cdot \frac{f_s}{\alpha N} \quad (3)$$

przy czym  $m$  indeksuje próbki transformaty, natomiast  $N$  oznacza całkowitą liczbę próbek ciągu wyjściowego. Indeks  $m$  zmienia się od 0 do  $\alpha N - 1$ .

Zależność (3) zawiera pewną modyfikację zależności klasycznej, w której parametr  $\alpha$  nie



występuje. Wprowadzenie wartości  $\alpha > 1$  umożliwia dowolne zagęszczenie transformaty nie wymagające uzupełniania zerami niezbędne w przypadku stosowania algorytmów FFT. Ponadto – w przeciwieństwie do algorytmów FFT – przedstawione podejście pozwala na obserwację dowolnego wycinka pasma poprzez swobodny wybór indeksu  $m$ , tzn. interesujące pasmo określa się jako:  $m_{\min} \cdot \Delta f \div m_{\max} \cdot \Delta f$ .

Przyjęty algorytm dyskretnej transformaty Fouriera określony jest zależnością

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi \frac{mn}{\alpha N}} \quad (4)$$

Podlegające ocenie diagnostycznej widmo potencjału jednostki ruchowej  $U(m \cdot \Delta f)$  określane jest za pomocą zagęszczonej DFT, na podstawie wycinka sygnału o stałym czasie trwania. Ponieważ umowy – ze względu na specyficzny sposób wyzwalania pomiaru – punkt środkowy wypadła w systemie *Viking IV D* w 40 ms ( $n_s = 800$ ), a czasy trwania PJR z reguły nie przekraczają znacząco 15 ms, autorzy zdecydowali się na analizę widmową wycinka czasowego o długości 20 ms (401 próbek), zawartego między  $n_{\min} = 600$  i  $n_{\max} = 1000$  (30 ms  $\div$  50 ms). Ponieważ obserwacja wielu różnorodnych przebiegów PJR wskazuje, że istotna informacja diagnostyczna zawarta jest w paśmie od 50 Hz do 1 kHz, końcowa zależność zaimplementowana w programie diagnostycznym uzyskuje postać

$$U(m \cdot \Delta f)_{[\text{dB}\mu\text{V}]} = 20 \log \left( \frac{2 \cdot 10^6}{n_{\max} - n_{\min} + 1} \cdot \sum_{n=n_{\min}}^{n_{\max}} x(n) e^{-j2\pi mn \frac{\Delta f}{f_s}} \right), \quad (5)$$

$$\text{dla } \frac{50 \text{ Hz}}{\Delta f} \leq m \leq \frac{1 \text{ kHz}}{\Delta f}$$

Transformata obliczana jest z ziarnistością  $\Delta f = 10$  Hz. Górna granica zakresu, w którym obliczane jest widmo  $f_{\max} = 1$  kHz została przyjęta doświadczalnie na podstawie obserwacji, wskazującej, że powyżej tej częstotliwości poziom widma zaczyna zbliżać się do poziomu szumów i zakłóceń. Dolna granica  $f_{\min} = 50$  Hz wynika z przyjętego czasu obserwacji (20 ms).

Niosące zasadniczą informację diagnostyczną uśrednione widmo amplitudowe jest określane jako średnia arytmetyczna widm poszczególnych PJR, przy czym – jak już wcześniej wspomniano – liczba PJR  $K$  nie powinna być mniejsza od 20

$$U_{sr}(m \cdot \Delta f) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K U_k(m \cdot \Delta f) \quad (6)$$

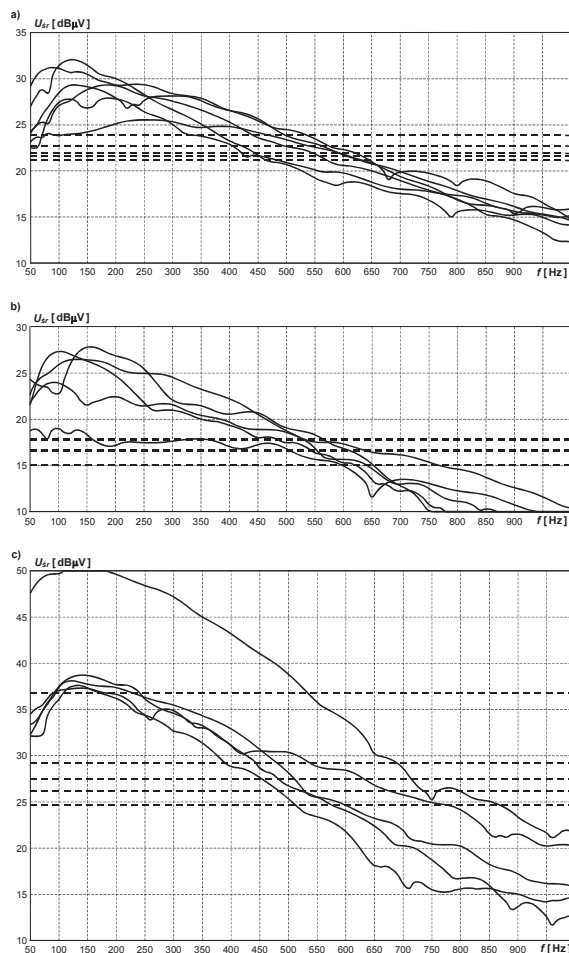
Dyskryminantę  $\delta$  umożliwiającą klasyfikację diagnozowanego przypadku do grupy przypadków fizjologicznych bądź miogennych lub neurogennych wyznacza się jako średni poziom widma uśrednionego, wg zależności

$$\delta = \frac{1}{m_{\max} - m_{\min} + 1} \cdot \sum_{m=m_{\min}}^{m_{\max}} U_{sr}(m \cdot \Delta f) \quad (7)$$

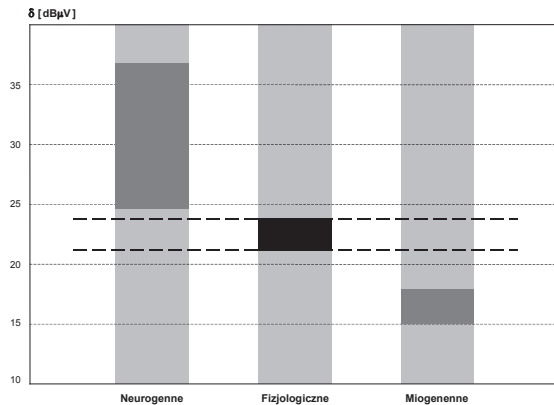
### 5. Dyskusja wyników

Badania przeprowadzono na 16-to osobowej grupie osób dorosłych (w wieku od 16 do 78 lat) obojga płci (w tym 7 kobiet i 9 mężczyzn). W grupie tej 6 osób zaklasyfikowano jako zdrowe, u 5-ciu stwierdzono miopatię, a u pozostałych 5-ciu neuropatię. W każdym przypadku analizowano po 20 przebiegów PJR pochodzących z mięśnia naramiennego (*deltoid*).

Na rys. 3 i 4 przedstawiono uśrednione widma amplitudowe potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych i ich wartości średnie  $\delta$  we wszystkich wymienionych przypadkach.



Rys. 3. Średnie widma amplitudowe sygnałów PJR z mięśnia naramiennego: a) przypadki fizjologiczne, b) przypadki miogenne, c) przypadki neurogenne



Rys. 4. Zestawienie średnich poziomów  $\delta$  widma amplitudowego w rozważanych przypadkach

Zaprezentowane wyniki pozwalają na stwierdzenie, że podejście widmowe może poważnie uprościć proces diagnozowania oraz zwiększyć trafność diagnozy stawianej na podstawie analizy QEMG. Celem dalszych badań jest określenie norm pozwalających na jednoznaczną klasyfikację przypadków miogennych, neurogennych i fizjologicznych dla pozostałych mięśni. Autorzy pracują obecnie nad implementacją zaproponowanych procedur w programie diagnostycznym współpracującym z systemem *Viking IV D*.

## LITERATURA

- [1] E. Zalewska, I. Hausmanowa-Petrusewicz, „Effectiveness of motor unit potentials classification using various parameters and indexes”, *J. Clinical Neurophysiology*, vol. 111(8), 2000, s. 1380 – 1387.
- [2] E. Stalberg, S. D. Nandedkar, D. B. Sanders, B. Falck, „Quantitative motor unit potential analysis”, *J. Clinical Neurophysiology*, vol. 13(5), 1996, s. 401 – 422.
- [3] S. Shahid, J. Walker, G. M. Lyons, C. A. Byrne, A.V. Nene, „Application of higher order statistics techniques to EMG signals to characterize the motor unit action potential”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, 2005, s. 1195 – 1209.
- [4] C. I. Christodoulou, C. S. Pattichis, „Unsupervised pattern recognition for the classification of EMG signals”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, 1999, s. 169 – 178.
- [5] C. S. Pattichis, A. G. Elia, „Autoregressive and cepstral analyses of motor unit action potentials”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, 1999, s. 405 – 419.
- [6] C. S. Pattichis, M. S. Pattichis, „Time-scale analysis of motor unit action potentials”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, 1999, s. 1320 – 1329.
- [7] I. Rodriguez-Carreno, A. Malanda-Trigueros, L. Gila-Useros, J. Navallas-Irujo, J. Rodriguez-Falces, „Filter design for cancellation of baseline-fluctuation in needle EMG recordings”, *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 81, 2006, s. 79 – 93.
- [8] E. Zalewska, I. Hausmanowa-Petrusewicz, E. Stalberg „Modeling studies on irregular motor unit potentials”, *J. Clinical Neurophysiology*, vol. 115(3), 2004, s. 543 – 556.
- [9] Ch. Bischoff, E. Stalberg, B. Falck, K. Edebol Eeg-Olofsson, „Reference values of motor unit action potentials obtained with multi-MUAP analysis”, *Muscle & Nerve*, vol. 17, 1994, s. 842 – 851.



Dr inż. **Andrzej DOBROWOLSKI** jest adiunktem naukowo-dydaktycznym na Wydziale Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej w Warszawie, wykładowcą przedmiotów „Układy analogowe” i „Komputerowa analiza układów elektronicznych”. Jego zaintereso-

wania naukowe koncentrują się na cyfrowym przetwarzaniu sygnałów biomedycznych.



Mgr inż. **Piotr KOMUR** jest pracownikiem naukowo-dydaktycznym Instytutu Systemów Elektronicznych Wojskowej Akademii Technicznej w Warszawie. Prowadzi zajęcia z przedmiotów „Układy analogowe” i „Podstawy modulacji i detekcji”. Głównym

obszarem jego zainteresowań są programowalne układy analogowe oraz komputerowa analiza układów elektronicznych.



Dr n. med. **Kazimierz TOMCZYKIEWICZ** jest adiunktem Kliniki Neurologicznej Wojskowego Instytutu Medycznego w Warszawie. Jego zainteresowania naukowe koncentrują się na neurofizjologii klinicznej oraz jej zastosowaniu w praktyce klinicznej. Jest

Sekretarzem Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej.