

Zbigniew KRAWIECKI\*  
Arkadiusz HULEWICZ\*  
Mariusz CICHOCKI-KAISER

## **PRZETWARZANIE I ANALIZA SYGNAŁU ELEKTRYCZNEGO Z MIĘŚNI PRZY UŻYCIU KOMPUTEROWEGO STANOWISKA POMIAROWEGO**

Autorzy artykułu opisują przetwarzanie i analizę zmierzonego sygnału elektrycznego z mięśni w odniesieniu do budowy funkcjonalnej komputerowego stanowiska pomiarowego. Komputerowe stanowisko pomiarowe zostało wykonane z części sprzętowej i programowej jako wirtualny przyrząd pomiarowy. Część sprzętowa realizuje zadania przetwarzania sygnału takie jak: kondycjonowanie, filtrowanie, konwersja na postać cyfrową i wizualizacja danych. Część programowa to: formatowanie danych, analiza sygnału, filtracja cyfrowa, przygotowanie wyników pomiarów do wizualizacji i archiwizacji oraz sterowanie aparaturą. W pracy szczególną uwagę zwrócono na blok analizy sygnału elektromiograficznego i realizowane funkcje związane z usuwaniem artefaktów, wyznaczaniem wartości bezwzględnej oraz wartości średniej i skutecznej napięcia sygnału.

SŁOWA KLUCZOWE: sygnał elektromiograficzny, przetwarzanie sygnału, karta DAQ

### **1. WPROWADZENIE**

Mięśnie człowieka mogą wykonywać skurcze szybkie lub powolne i jest to związane z rodzajem mięśnia. Mięśnie gładkie wywołują skurcz powolny, długotrwały niezależny od woli człowieka. Natomiast mięśnie poprzecznie prążkowane (mięśnie szkieletowe) wywołują skurcz szybki, krótki. Mięśnie te są zdolne do silnych skurczów i są zależne od woli człowieka. Czynność ruchowa mięśnia jest związana z aktywnością elementarnej struktury nazwanej jednostką motoryczną. Jednostka motoryczna w zależności od mięśnia może być zbudowana z kilku a nawet kilku tysięcy włókien mięśniowych. Ich reakcje są wywołane impulsami elektrycznymi z układu nerwowego. Włókno mięśniowe zostaje pobudzone impulsem z płytki motorycznej, zakończenia nerwowego nazywanego synapsą. Impuls ten powoduje powstanie depolaryzacji i potencjału czynnościowego, który rozchodzi się po błonie włókna mięśniowego. Badanie umożli-

---

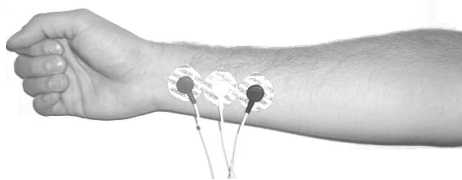
\* Politechnika Poznańska.

wiające pomiar tego sygnału elektrycznego nazwane zostało elektromiografią [2]. Obecnie pomiar tego sygnału jest realizowany przez wykorzystanie dwóch technik: inwazyjnej i nieinwazyjnej. Technika inwazyjna ma zastosowanie przede wszystkim w badaniach klinicznych. Dostarcza informacji do oceny czynności ruchowych mięśni i jest pomiarem selektywnym, który umożliwia pozyskanie charakterystyki czynnościowej pojedynczej jednostki ruchowej. Ocena parametrów potencjałów czynnościowych pojedynczych jednostek ruchowych (*motor unit action potential* – MUAP) wykonywana jest przy słabym skurczu mięśnia, gdyż jednostki ruchowe ulegają wówczas wybiórczej aktywacji. Ta technika pomiarowa nazywana jest elektromiografią elementarną (eEMG) a do pomiaru sygnału wykorzystywane są elektrody igłowe wbijane w badany mięsień. Badanie takie jest najczęściej stosowane przez lekarzy neurologów i neurochirurgów w diagnostyce chorób nerwowomięśniowych. Wymagane jest zachowanie odpowiednich procedur medycznych a samo badanie może być bolesne dla pacjenta. Rysunek 1 przedstawia pomiar inwazyjny sygnału elektromiograficznego z mięśnia odwodziciela kciuka przy użyciu elektrody igłowej.



Rys. 1. Pomiar inwazyjny eEMG przy użyciu elektrody igłowej, zmodyfikowany [20]

Druga technika pomiarowa, która jest obecnie często stosowana i nie ingeruje w organizm człowieka jest nazywana elektromiografią globalną (gEMG). W literaturze spotyka się także określenie elektromiografia powierzchniowa (ang. *surface* EMG). Jest niebolesna dla pacjenta, gdyż w badaniu wykorzystywane są elektrody naklejane na powierzchnię skóry (rys. 2).



Rys. 2. Przykładowe rozmieszczenie elektrod powierzchniowych przy pomiarze nieinwazyjnym sygnału elektrycznego z mięśni [15]

Do pozyskania potencjału czynnościowego mięśni stosowane są specjalistyczne elektrody powierzchniowe, chlorosrebrowe (Ag/AgCl) [8, 12]. Elektrody takie dla poprawy właściwości metrologicznych najczęściej zawierają dodatkową warstwę żelę elektrolitycznego a czasami przedwzmacniacz pomiarowy.

Wielkość elektrody pomiarowej, jej powierzchnia, powoduje odbieranie sygnałów z więcej niż jednej jednostki motorycznej. Dlatego rejestrowany sygnał elektromiograficzny z pomiaru powierzchniowego jest wartością wypadkową potencjałów czynnościowych jednostek motorycznych z obszaru przyległego do elektrody pomiarowej. Mięśnie organizmu człowieka podczas wysiłku (skurczu) wytwarzają potencjał o bardzo małej wartości, rzędu miliwoltów (sportowcy). Poprawna rejestracja takiego sygnału wymusza stosowanie bardzo czułych przyrządów. Przyrządy pomiarowe przystosowane do badania sygnału elektrycznego z mięśni nazywane są aparatami EMG lub elektromiografami. Gwałtowny rozwój systemów komputerowych, wykorzystanie zasobów sprzętowych i programowych w procesie przetwarzania oraz analizy pozyskanych wyników pomiaru w znaczącym stopniu przyspieszyły rozwój elektromiografii powierzchniowej. Umożliwiło to realizację badań i w stosunkowo krótkim czasie otrzymanie przetworzonych przez odpowiednie algorytmy matematyczne wyników, które ułatwiają właściwą diagnozę w procesach chorobowych.

W pracy zaprezentowano przetwarzanie i analizę sygnału pomiarowego przy użyciu wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego, w którym zastosowano pozyskanie sygnału przy użyciu elektrod powierzchniowych [21].

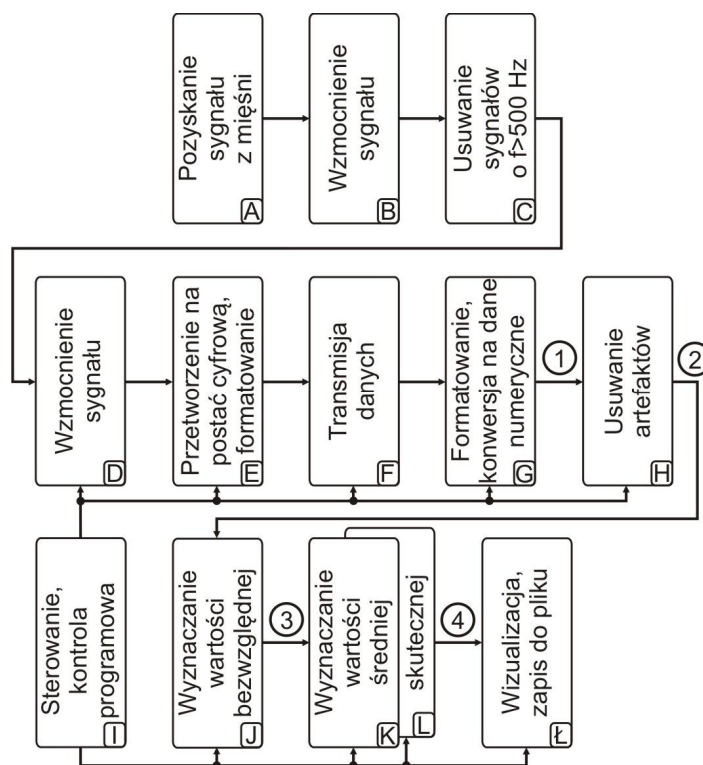
## **2. BUDOWA FUNKCJONALNA WYKONANEGO KOMPUTEROWEGO STANOWISKA POMIAROWEGO**

Komputerowe stanowisko do pomiaru sygnału elektrycznego z mięśni zostało wykonane z części sprzętowej i programowej [22]. Konfiguracja została odwzorowana jako wirtualny przyrząd pomiarowy o funkcjonalności określonej zarówno przez sprzęt, jak i oprogramowanie. Przyrząd wirtualny to przyrząd pomiarowy, który może być zbudowany z zastosowaniem kart pomiarowych lub przyrządów systemowych i mikrokomputera z oprogramowaniem. Takie rozwiązanie cechuje wysoka funkcjonalność i otwarta architektura [23]. Funkcjonalność to przede wszystkim implementacja algorytmów do przetwarzania i analizy sygnałów, natomiast otwarta architektura umożliwia modyfikację i rozbudowę stanowiska oraz wykorzystanie zasobów standardowego komputera. Idea przyrządu wirtualnego polega na połączeniu funkcji przyrządu tradycyjnego z funkcjami komputera osobistego. Poszczególne funkcje komputerowego stanowiska pomiarowego zostały zrealizowane z użyciem sprzętu i oprogramowania. Część sprzętowa realizuje zadania przetwarzania sygnału takie jak: kondycjonowanie, filtrowanie, konwersja na postać cyfrową i wizualizacja danych.

Część programowa to: formatowanie danych, analiza sygnału, filtracja cyfrowa, przygotowanie wyników pomiarów do wizualizacji i archiwizacji oraz sterowanie aparaturą.

Do budowy stanowiska wykorzystana została karta DAQ z 16 kanałami pomiarowymi [14]. Na obecnym etapie trwają prace dotyczące rozbudowy stanowiska o dodatkowy kanał pomiarowy. Przewiduje się także modyfikacje w zakresie zmiany wzmacniacza sygnału pomiarowego a w dalszym etapie zmiana filtra dolnoprzepustowego.

Budowa funkcjonalna wykonanego stanowiska pomiarowego prezentuje główne zadania, które zostały ustalone w algorytmie pozyskania, przetwarzania i analizy sygnału pomiarowego. Na rysunku 3 przedstawiono budowę funkcjonalną wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego.

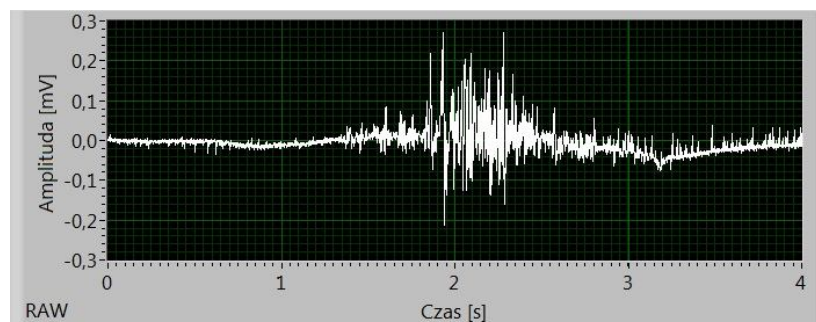


Rys. 3. Budowa funkcjonalna wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego

Na rysunku 3, aby nadmiernie nie powiększać wielkości schematu pominięto w treści nazwę „blok funkcjonalny”. Zamieszczone skrócone nazwy bloków należy rozumieć jako bloki funkcjonalne komputerowego stanowiska pomiarowego.

### 3. PRZETWARZANIE I ANALIZA SYGNAŁU EMG Z ZASTOSOWANIEM KOMPUTEROWEGO STANOWISKA POMIAROWEGO

Wytwarzany podczas skurczu mięśni potencjał czynnościowy jest odbierany przez blok funkcjonalny pozyskania sygnału (A, rys. 3). Potencjały mierzone są w dwóch strefach mięśnia w odniesieniu do potencjału referencyjnego. Następnie sygnał jest przekazywany do bloku funkcjonalnego (B, rys. 3), którego zadaniem jest kondycjonowanie pozyskanej różnicy potencjałów. Na rys. 4 zamieszczono zarejestrowany, przykładowy sygnał elektromiograficzny z mięśnia kończyny dolnej przy użyciu komputerowego stanowiska pomiarowego (pkt. 1 z rys. 3).

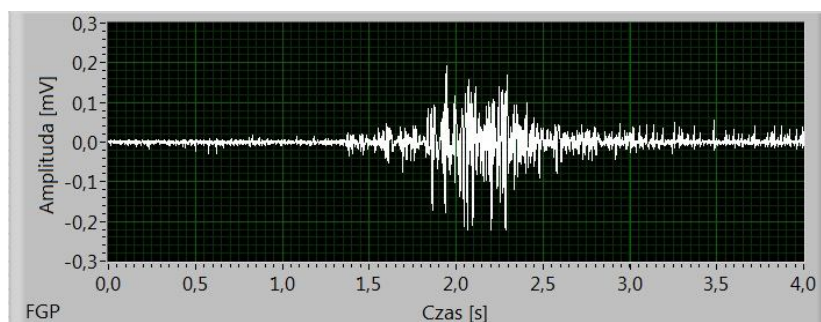


Rys. 4. Sygnał elektromiograficzny „surowy” zarejestrowany przy użyciu komputerowego stanowiska pomiarowego (pkt. 1, rys. 3)

Przedstawiony na rysunku 4 sygnał jest sygnałem „surowym”. Jest informacją pobraną z elektrod, która została przetworzona w torze pomiarowym przez wzmacniacz instrumentalny, filtr antyaliasingowy, a następnie przekonwertowana na postać cyfrową i po odpowiednim formatowaniu danych w bloku wizualizacji wyświetlona na ekranie komputera. Sygnał ten nie był poddany „oczyszczaniu” ze zbędnych informacji znajdujących się poza pasmem użytecznym sygnału EMG, z wyjątkiem zastosowania filtracji antyaliasingowej. W przedziale czasu od 0 s do 1,4 s a następnie od 2,7 s do 4 s widoczna jest tzw. linia podstawowa. Poziom napięcia tej linii i jej kształt wskazują na występujące szumy i zakłócenia oraz artefakty zaistniałe w trakcie wykonywania pomiaru. W przedziale czasu od 1,4 s do 2,7 s widoczne są zmiany w kształcie przebiegu wynikające z aktywności mięśnia. Pozyskany sygnał ma amplitudę o wartości nie przekraczającej 300  $\mu\text{V}$ .

Na rysunku 5 przedstawiony został ten sygnał pomiarowy ale z włączonym blokiem funkcjonalnym (H, rys. 3) do usuwania składowych sygnału o małej wartości częstotliwości (programowy filtr górnoprzepustowy). Blok ten jest

użyty w celu usunięcia artefaktów powstałych na etapie rejestracji sygnału, szczególnie podczas wykonywania ćwiczeń, gdy może dochodzić do przemieszczania elektrod względem mięśni (przesunięcie skóry z elektrodami względem mięśnia). W sygnale pomiarowym te składowe są określone jako składniki pochodzące od wzajemnych relacji między obiektem badań a urządzeniem pomiarowym i nazwane artefaktami ruchowymi [9, 12].



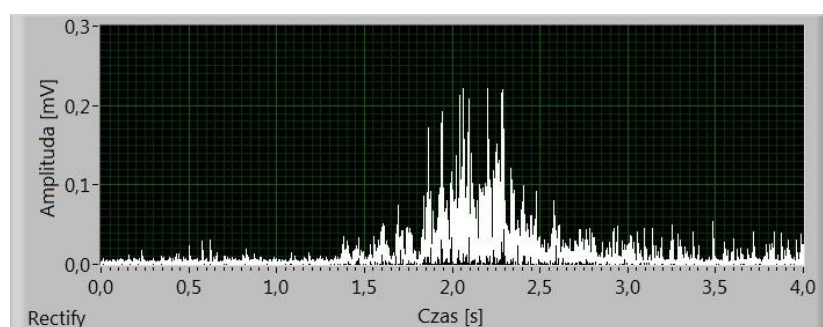
Rys. 5. Sygnał elektromiograficzny zarejestrowany przy użyciu komputerowego stanowiska pomiarowego z włączonym blokiem funkcjonalnym do filtrowania sygnałów o małych częstotliwościach (pkt. 2 z rys. 3)

Przeprowadzono wielokrotne próby pomiaru sygnału w zależności od dokładności oczyszczenia miejsca pomiarowego i stwierdzono, że ma to szczególne znaczenie dla jakości otrzymanej linii podstawowej. Dodatkowo miejsce naklejenia elektrod i siła skurczu wpływają na poziom napięcia rejestrowanego sygnału. Powtarzanie tych samych ćwiczeń nie powoduje otrzymania identycznych wyników pomiarów, gdyż wykonanie pracy (skurczu) nie powoduje rekrutacji tej samej liczby jednostek motorycznych. Jest oczywiste, że człowiek wykonując określone zadania, ćwiczenia czy też czynności nie ma możliwości precyzyjnego aktywowania tej samej liczby jednostek motorycznych w mięśniu. Przekłada się to na rejestrowany sygnał elektromiograficzny i w efekcie powoduje problemy natury metrologicznej związane z uzyskaniem powtarzalności wyników pomiarów. Dlatego też, aby możliwe było porównywanie wyników wprowadza się wartość względną poziomu sygnału. Wartość ta jest odniesiona do wartości maksymalnej otrzymanej z pomiaru przeprowadzonego według określonej procedury. Zastosowanie normalizacji amplitudy sygnału przy maksymalnym wysiłku dla badanej grupy mięśni umożliwia porównanie sygnałów z wykonanych ćwiczeń fizycznych oraz sprawdzanie funkcjonowania mięśni np. po zabiegach rehabilitacyjnych. W pracy nie uwzględniono tego typu bloku funkcjonalnego ale zostanie on wykonany na dalszym etapie rozbudowy stanowiska pomiarowego.

Sygnał EMG po usunięciu zakłóceń (artefaktów) jest następnie poddany „prostowaniu”. W torze przetwarzania komputerowego stanowiska pomiarowego zostaje uaktywniony blok funkcjonalny (J, rys. 3) wykonujący operację matematyczną wyznaczania wartości bezwzględnej zgodnie z zależnością (1).

$$U[n] = |u[n]| \quad (1)$$

Na rysunku 6 przedstawiony został kształt sygnału po włączeniu w tor przetwarzania sygnału bloku funkcjonalnego przeznaczonego do wyznaczania wartości bezwzględnej z próbek pomiarowych.



Rys. 6. Sygnał elektromiograficzny po załączeniu bloku funkcjonalnego (J) do wyznaczania wartości bezwzględnej (pkt. 3 z rys. 3)

Otrzymana odpowiedź, podobnie jak w „surowym” sygnale zawiera znaczne wahania wartości chwilowej sygnału i w tej postaci najczęściej nie jest wykorzystywana w diagnostyce medycznej, rehabilitacji czy też w sporcie. Wymagane jest dalsze przetworzenie sygnału, w efekcie którego otrzymujemy informację mniej wrażliwą na chwilowe zmiany wartości sygnału. Analiza sygnału elektromiograficznego jest w tym przypadku realizowana przez wyznaczenie wartości średniej lub wartości skutecznej napięcia [1, 4, 17]. W tor pomiarowy komputerowego stanowiska pomiarowego zostają włączone bloki funkcjonalne: wyznaczenie wartości średniej (K, rys. 3) oraz wartości skutecznej (L, rys. 3) sygnału. Blok funkcjonalny (K) uśrednia sygnał wyprostowany ARV (ang. *Average Rectified Value*). Efektem uśredniania jest „wygładzanie” sygnału i zostało to zrealizowane przy użyciu średniej ruchomej (2) z prostokątnym oknem przeliczania wartości próbek pomiarowych [13, 16].

$$U[i] = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} u[i+j] \quad (2)$$

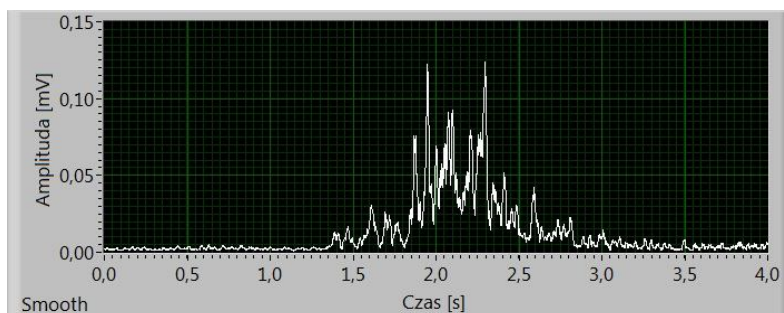
W zależności (2) dana  $N$  oznacza liczbę pobranych do uśredniania punktów pomiarowych.

Na rysunku 7 przedstawiony został przebieg elektromiograficzny otrzymany po aktywacji bloku funkcjonalnego (K) wyznaczania wartości średniej dla przy-

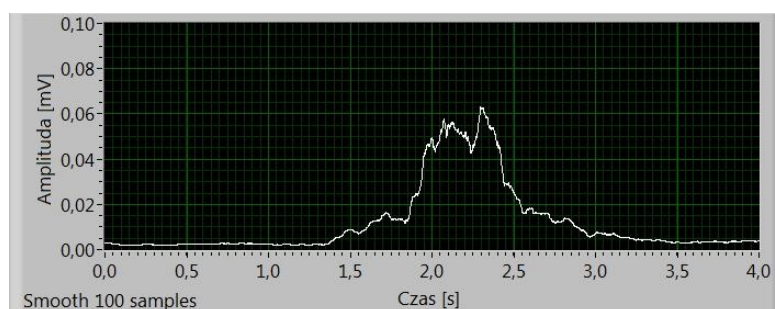


jętej połowy szerokości okna średniej ruchomej o wartości 10 próbek (rys. 7a) i 100 próbek (rys. 7b).

a)



b)



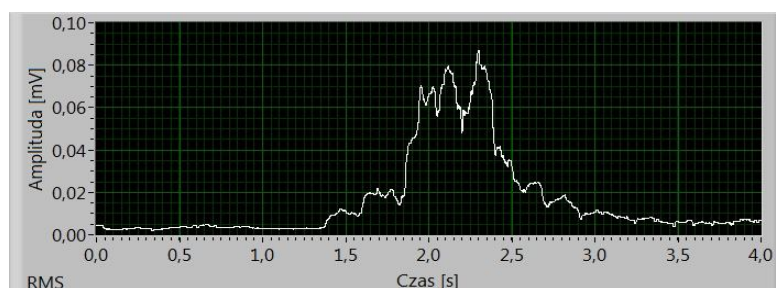
Rys. 7. Sygnał elektromiograficzny po załączeniu bloku funkcjonalnego (K) uśredniania sygnału dla połowy szerokości okna średniej ruchomej o wartości: (a) 10 próbek, (b) 100 próbek (pkt. 4 z rys. 3)

Tak jak podano wcześniej, kolejnym stosowanym etapem analizy sygnału EMG jest wyznaczenie wartości skutecznej napięcia z próbek zmierzonego sygnału. Przeprowadzenie tej operacji wymaga od użytkownika komputerowego stanowiska pomiarowego załączenia bloku funkcjonalnego (L, rys. 3) wyznaczenie wartości skutecznej sygnału i zadeklarowania wartości czasowego okna przetwarzania. W pracy przyjęto wyznaczenie wartości RMS sygnału (3) dla okna czasowego 100 ms.

$$U_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} u^2[n]}{N}} \quad (3)$$

Na rysunku 8 przedstawiono kształt sygnału elektromiograficznego w wyniku załączenia w torze pomiarowym komputerowego stanowiska pomiarowego bloku funkcjonalnego (Ł, rys. 3) wyznaczania wartości skutecznej napięcia z próbek sygnału.





Rys. 8. Sygnał elektromiograficzny po załączeniu bloku funkcjonalnego (Ł) wyznaczanie wartości RMS z próbek sygnału dla okna czasowego 100 ms (pkt. 4 z rys. 3)

W tabeli 1 zestawiono otrzymane wyniki analizy sygnału EMG, które otrzymano przy użyciu wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego. W tabeli podano: wartość międzyszczytową  $U_{pp}$ , wartość bezwzględną  $|U|$ , wartość wygładzoną (uśrednioną) ARV (10 i 100 próbek) oraz wartość skuteczną RMS (100 ms). Podane wartości napięcia są wartościami maksymalnymi wyznaczonymi w czasie skurczu mięśnia tj. w przedziale czasu od 1,4 s do 2,7 s prezentowanych na rysunkach od 5 do 8 sygnałów.

Tabela 1. Zestawienie maksymalnej wartości napięcia dla sygnałów z rysunków od 5 do 8

$U_{pp}$	$ U $	ARV (10 ms)	ARV (100 ms)	RMS
mV	mV	mV	mV	mV
0,41	0,22	0,12	0,063	0,087

#### 4. PODSUMOWANIE

W pracy przedstawiona została analiza i przetwarzanie sygnału elektromiograficznego w odniesieniu do budowy funkcjonalnej wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego. Zaprezentowane wyniki uzyskano podczas przeprowadzonych prób sprawdzania poprawności działania tego stanowiska. Analiza sygnału została wykonana przy użyciu napisanego oprogramowania w środowisku LabVIEW. W najbliższej perspektywie przewiduje się rozbudowę stanowiska o kolejne kanały pomiarowe. Modyfikacja sprzętowa będzie wiązała się ze zmianą aplikacji sterującej i uzupełnieniem algorytmu programu o dodatkowe wirtualne kanały pomiarowe. Realizacja stanowisk pomiarowych w konwencji wirtualnych przyrządów pomiarowych umożliwi ich miniaturyzację poprzez wykorzystanie w możliwie największym stopniu oprogramowania i zasobów sprzętowych komputera osobistego.

## LITERATURA

- [1] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, Wydawnictwo AGH, Kraków 2001.
- [2] Basmajian J.V., De Luca C.J., *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography* (5 ed.), Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1985.
- [3] Burden A., How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6):1023-35, 2010.
- [4] Cifrek M., Medved V., Tonković S., Ostojić S., Surface EMG based fatigue evaluation in biomechanics, *Clin. Biomech.*, 2009, 24, 4, 327-340.
- [5] Clancy E.A., Morin E.L., Merletti R., Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12 (2002) 1–16.
- [6] Cram JR, Kasman GS. (2011) The basics of surface electromyography. In: Cresswell E, Cram JR, editors. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury, MA: Jones and Bartlett, p. 1-170.
- [7] Cysewska-Sobusiak A., *Podstawy metrologii i inżynierii pomiarowej*, Wyd. PP, Poznań 2010.
- [8] De Luca C.J., Webster J.G., *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, John Wiley Publisher, 2006.
- [9] De Luca C.J., Gilmore D.L., Kuznetsov M., Roy S.H., Filtering the surface EMG signal: movement artifact and baseline noise contamination, *Journal of Biomechanics*, 2010, nr 46, s. 1573-1579.
- [10] DelSys Incorporated. Surface EMG sensors in DelSys Incorporated 2009, [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/EMG%20sensors%20web-1-0.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/EMG%20sensors%20web-1-0.pdf), (dostęp 12.01.2016).
- [11] Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50, 3.
- [12] Konrad P., *ABC EMG Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej*, Technomex Spółka z o.o., Gliwice 2007.
- [13] Lyons R.G., *Wprowadzenie do cyfrowego przetwarzania sygnałów*, Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 1999.
- [14] NI USB-621x User manual, bus-powered M series USB devices, National Instruments, April 2009.
- [15] Rajesh V., Kumar R., Hand gestures recognition based on SEMG signal using wavelet and pattern recognition, *International Journal of Recent Trends in Engineering*, Vol. 1, No. 4, May 2009.
- [16] Smith S. W., *The scientist & engineer's guide to digital signal processing*, California Technical Publishing, 1997.
- [17] Soderberg G., *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*, U.S. Department of health and human services, 1992.
- [18] [http://www.isek-online.org/standards\\_emg.html](http://www.isek-online.org/standards_emg.html), (dostęp 28.12.2015).

- [19] <http://digital.ni.com/manuals.nsf/websearch/23F07E74C5B96E7286257E840050FD9E>, (dostęp 10.01.2016).
- [20] <http://www.aviva.co.uk/health-insurance/home-of-health/medical-centre/medical-encyclopedia/entry/test-nerve-and-muscle-electrical-tests/>, (dostęp 10.01.2016).
- [21] Cichocki-Kaiser M., Badanie elektrycznej aktywności mięśni podczas wysiłku fizycznego, praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Poznańska, Poznań 2016.
- [22] Nawrocki W., Komputerowe systemy pomiarowe, WKŁ, Warszawa 2007.
- [23] Rak R. J., Wirtualny przyrząd pomiarowy, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2003.

#### **PROCESSING AND ANALYSIS OF THE ELECTRICAL SIGNAL FROM MUSCLES USING THE COMPUTER MEASUREMENT SYSTEM**

The authors of the article describe the processing and the analysis of the measured electrical signal from the muscles in relation to the functional construction of the computer measurement system. The computer measurement system was made of hardware and software as a virtual instrument. The hardware performs signal processing tasks such as: conditioning, filtering, conversion to digital form and data visualization. The software includes: formatting data, the signal analysis, digital filtration, preparing the measurement results to visualization and archiving and controlling the equipment. In this article, the particular attention has been paid to the block of the electromyographic signal analysis and the implemented functions related to the removal of the artifacts, the determination of absolute value and the effective value of the voltage signal.

*(Received: 23. 02. 2016, revised: 4. 03. 2016)*