

DOI 10.21008/j.1897-0737.2019.100.0005

Zbigniew KRAWIECKI\*, Bartłomiej JĘDRYCH\*  
Arkadiusz HULEWICZ\*, Krzysztof DZIARSKI\*

## KOMPUTEROWE STANOWISKO POMIAROWE Z UKŁADEM RLD DO POZYSKIWANIA SYGNAŁU ELEKTROMIOGRAFICZNEGO

W pracy przedstawiono wykonane komputerowe stanowisko pomiarowe do rejestracji sygnału bioelektrycznego z mięśni człowieka. Sygnał pozyskiwany jest metodą bezinwazyjną przy użyciu elektrod powierzchniowych. Do wzmocnienia sygnału z elektrod zastosowano wzmacniacz pomiarowy z obwodem Reg-Leg Drive (RLD) w sprzężeniu zwrotnym. Taka konstrukcja jest stosowana do pomiaru sygnału elektrokardiograficznego. W pracy autorzy wykorzystali ten układ do pomiaru sygnału elektromiograficznego (EMG). W torze pomiarowym zastosowana została karta DAQ sterowana przez magistralę USB. Przeprowadzone pomiary laboratoryjne wykazały poprawność działania wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego z układem Reg-Leg Drive do pozyskiwania sygnału elektromiograficznego.

SŁOWA KLUCZOWE: pomiar sygnału bioelektrycznego, wzmacniacz sygnału bioelektrycznego, komputerowy stanowisko pomiarowe, pomiary kartą DAQ, sygnał elektromiograficzny.

### 1. WPROWADZENIE

#### 1.1. Elektromiografia powierzchniowa

Czynności ruchowe człowieka są efektem działania jego układu nerwowo-mięśniowego. Impuls z układu nerwowego wywołuje skurcz jednostki motorycznej. W ogólnym ujęciu jednostkę motoryczną tworzy zestaw włókien mięśniowych pobudzanych impulsem elektrycznym z aksonu motoneuronu. Akson motoneuronu to doprowadzenie (włókno nerwowe), które przez płytkę motoryczną oddziałuje na włókna mięśniowe [1, 2]. Impuls elektryczny dochodzący do włókna mięśniowego powoduje powolne bądź szybkie reakcje określane jako skurcze włókien mięśniowych. Reakcje ruchowe są efektem impulsów elektrycznych z układu nerwowego, które wywołują procesy chemiczne w komórkach [3, 4]. Efektem tego jest depolaryzacja i potencjał czynnościowy na po-

---

\* Politechnika Poznańska

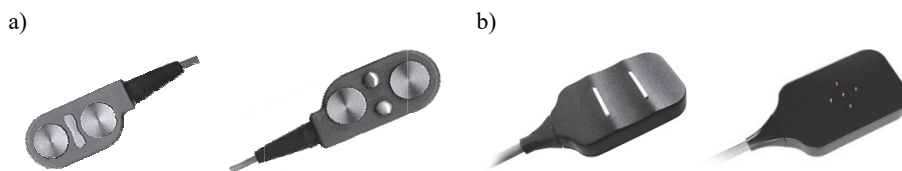
wierzchni błony włókna mięśniowego. Wytworzony ładunek i potencjał czynnościowy są mierzalne a metoda badawcza nazwana została elektromiografią [5].

Rozwój komputerowej techniki pomiarowej w zastosowaniach medycznych umożliwił pomiar i rejestrację sygnału elektrycznego, który wywołuje skurcze mięśni. Opracowane zostały dwie metody pomiaru sygnału elektromiograficznego: inwazyjna i bezinwazyjna [5, 6, 7]. Pomiar potencjału pojedynczej jednostki ruchowej wymaga przeprowadzenia badania inwazyjnego, które narusza strukturę tkanki. Pomiar jest selektywny i wykonywany w warunkach klinicznych. Pozyskanie sygnału bioelektrycznego, jak wspomniano, jest możliwe także w sposób nieinwazyjny. Rejestrujemy wówczas sygnał, który nie jest już selektywną informacją o aktywności wybranej jednostki motorycznej. Sygnał taki jest superpozycją sygnałów od jednostek motorycznych mięśnia badanego oraz innych sąsiednich mięśni [8, 9]. Ilość jednostkowych sygnałów zależy od liczby rekrutowanych jednostek motorycznych tzn. pobudzenia ze strony układu nerwowego. Jest to związane z siłą skurczu mięśnia a więc świadomą potrzebą człowieka do wykonania zaplanowanej czynności. Mając na uwadze to, że w ciele człowieka funkcjonują inne narządy pobudzane przez układ nerwowy należy spodziewać się w badanym obszarze poza sygnałem elektromiograficznym także innych sygnałów bioelektrycznych. Wobec tego w rejestrowanym sygnale mogą pojawić się także sygnały bioelektryczne od narządów wewnętrznych oraz sygnały elektryczne od czynników zewnętrznych i różnych zjawisk fizycznych w tym elektrycznych, które występują w otoczeniu człowieka i mogą powodować indukowanie siły elektromotorycznej.

## 1.2. Pozyskanie sygnału z powierzchni skóry człowieka

Potencjał czynnościowy wynikający z aktywności ruchowej mięśni pozyskany w sposób nieinwazyjny cechuje relatywnie niskim poziom napięcia [5]. Wobec powyższego wskazanym jest zastosowanie w torze pomiarowym układów i technik pomiarowych, które w możliwie największym stopniu umożliwią „wychwycenie” użytecznego sygnału elektromiograficznego. Producenci oferują zaawansowane rozwiązania pomiarowe z elektrodami aktywnymi, co w znacznym stopniu ułatwia poprawną rejestrację sygnału elektromiograficznego. Elektroda aktywna jest zintegrowana ze wzmacniaczem pomiarowym a nawet może być wyposażona w moduły bezprzewodowej transmisji danych.

Na rysunku 1 przedstawiono przykładowe przewodowe, aktywne elektrody do pomiaru metodą bezinwazyjną firm: Motion Lab Systems i Delsys. Pokazane elektrody powierzchniowe cechuje różna liczba punktów styku z powierzchnią skóry, co oznacza wielosygnałową rejestrację i rozbudowany tor pomiarowy.



Rys. 1. Przykładowe aktywne elektrody do pomiaru sygnału elektromiograficznego firm: a) Motion Lab Systems [10], b) Delsys [11]

Oferowane przez producentów elektrody różnią się budową wewnętrzną. Coraz częściej w badaniach naukowych spotyka się moduły elektrod, które wykonane są na wzór dwuwymiarowej tablicy, przy czym lokalizacja elektrody odpowiada indeksowi komórki w tablicy. Takie rozbudowane konstrukcje toru pomiarowego, przy wykorzystaniu odpowiednich algorytmów przetwarzania sygnałów w systemie komputerowym, umożliwiają dekompozycję złożonego sygnału elektromiograficznego na sygnały podstawowe.

Pozyskiwanie sygnału bioelektrycznego z mięśnia metodą bezinwazyjną jest możliwe przy użyciu stosunkowo prostej metody pomiarowej. Najczęściej stosuje się układ z trzema elektrodami. Dwie elektrody umieszcza się na skórze nad badanym mięśniem. Trzecią elektrodę zamocowuje się poza obszarem elektrycznej aktywności mięśnia. Trzecią elektrodę nazywa się elektrodą odniesienia. Tanim i prostym rozwiązaniem jest wykorzystanie elektrod z warstwą żelu elektrofizjologicznego. Żel zapewnia dobry kontakt elektrody z powierzchnią skóry. Sygnał elektromiograficzny, który można pozyskać za pomocą takich elektrod cechuje stosunkowo niski poziom napięcia. W literaturze o tej tematyce podawany jest przedział napięć od  $50 \mu\text{V}$  do  $5 \text{ mV}$  przy częstotliwości sygnału od  $20 \text{ Hz}$  do  $500 \text{ Hz}$  [6, 7, 8]. Rejestracja sygnału o tak niskim napięciu wymusza konieczność stosowania w przyrządach pomiarowych bardzo czułych obwodów wejściowych. W torze pomiarowym wskazane jest zastosowanie przedwzmacniacza z wejściem różnicowym i użycie filtra pasmowoprzepustowego [12, 13]. Układy wejściowe takiego toru powinien cechować możliwie niski poziom szumów własnych. Po odpowiednim wzmacnieniu, sygnał jest przetwarzany na postać cyfrową w celu dalszej obróbki [14, 15, 16]. Oznacza to, że w torze pomiarowym wyróżniona jest część analogowa i część cyfrowa. Część cyfrowa może być zbudowana na bazie mikrokontrolera, w przypadku prostszych rozwiązań. Bardziej zaawansowane urządzenia są wykonane jako komputerowy system pomiarowy. Architektura zbudowana z zastosowaniem komputera PC doskonale sprawdza się przy pozyskiwaniu, przetwarzaniu, analizie i archiwizowaniu wyników pomiarów. Umożliwia rozbudowę i modyfikację toru pomiarowego oraz stosunkowo łatwą adaptację do nowych funkcjonalności, które mogą uwzględniać aspekty diagnostyczne w leczeniu stanów chorobowych pacjenta. System pomiarowy skonfigurowany na bazie komputera PC jest stosunkowo łatwo programowo modyfikowany. Część sprzętowa w wielu zastoso-

waniach wymagana jest wyłącznie do przetworzenia sygnału na postać cyfrową. Po tej operacji wyniki pomiarów jako zbiory liczb są przetwarzane przy użyciu algorytmów właściwych dla wyznaczanego parametru.

W pracy zaprezentowano komputerowe stanowisko pomiarowe z analogowym torem wejściowym, które może być stosowane do celów dydaktycznych oraz badań naukowych. Przetwarzanie sygnału analogowego na postać cyfrową odbywa się przy użyciu przetwornika A/C w karcie DAQ. Zamyśłem autorów pracy było opracowanie i wykonanie stanowiska, które podczas zajęć dydaktycznych na kierunku Elektrotechnika, posłuży do prezentacji zagadnień z zakresu pozyskiwania sygnałów bioelektrycznych metodą bezinwazyjną. Głównym założeniem pracy było zaprojektowanie i wykonanie stosunkowo prostego stanowiska pomiarowego z urządzeń wykorzystywanych i omawianych na zajęciach dydaktycznych (komputer, karta DAQ, środowisko LabVIEW), które mogą być elementami toru pomiarowego.

## **2. PROJEKT KOMPUTEROWEGO STANOWISKA POMIAROWEGO DO REJESTRACJI SYGNAŁU EMG**

### **2.1. Założenia projektowe**

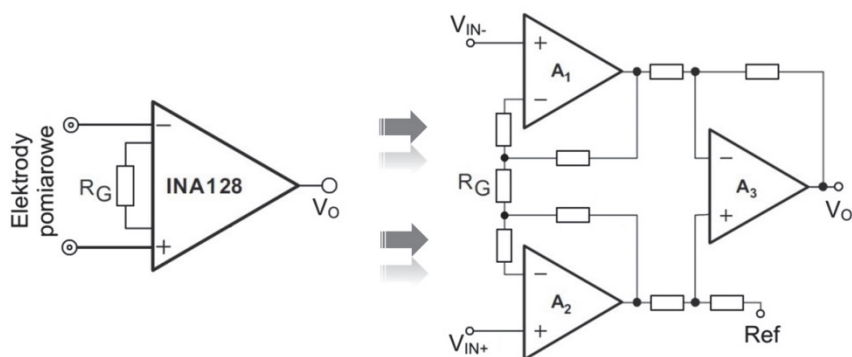
Tak jak wskazano powyżej, w pracy przyjęto, że zostanie wykonane stanowisko pomiarowe do bezinwazyjnego pozyskiwania sygnału bioelektrycznego z mięśni, które będzie można wykorzystać w celach dydaktycznych. Wobec tego przyjęto, że takie stanowisko powinno być mobilne, w możliwie największym stopniu wykorzystywać zasoby programowe i sprzętowe komputera. Układy zastosowane w torze pomiarowym powinny być zasilane niskim napięciem bezpiecznym dla człowieka a jednym z elementów toru powinna być karta pomiarowa DAQ, która jest prezentowana i omawiana na zajęciach dydaktycznych.

Przyjęto, że sygnał elektromiograficzny będzie pozyskiwany przy użyciu jednorazowych, pasywnych elektrod żelowych. Następnie sygnał będzie wzmacniany, filtrowany i przetwarzany na postać cyfrową z prezentacją rezultatów na ekranie komputera. Urządzeniem sterującym będzie komputer typu notebook z zasilaniem akumulatorowym podczas pomiarów. Do sterowania kartą pomiarową i stanowiskiem zostanie wykorzystane dedykowane oprogramowanie NI-DAQ<sup>TM</sup>mx i środowisko LabVIEW.

### **2.2. Realizacja projektu i przykładowe wyniki pomiarów**

Tor pomiarowy do pozyskiwania sygnału bioelektrycznego przyjęto, że zbudowany zostanie z następujących bloków: wzmacniacza, filtrów ustalających dolną i górną częstotliwość graniczną toru pomiarowego, karty DAQ i komputera z oprogramowaniem.

Pierwszym i jednym z ważniejszych elementów stanowiska jest wzmacniacz wejściowy. Ogólnie można stwierdzić, że podstawowym przeznaczeniem wzmacniacza jest możliwie najwierniejsze przetworzenie sygnału z elektrod i wzmocnienie do poziomu wymaganego dla wejścia analogowego karty DAQ. Odpowiednio wysoki poziom sygnału jest konieczny ze względu na napięciowy zakres wejściowy karty pomiarowej, co jest związane z zakresem przetwarzania przetwornika analogowo-cyfrowego urządzenia. Wymagane jest aby wzmacniacz wprowadzał do toru pomiarowego możliwie mało szumów własnych a konstrukcja nadawała się do wzmacniania niskich wartości napięcia, nawet w obecności znacznych zakłóceń. Doskonałym rozwiązaniem jest więc wzmacniacz pomiarowy, któremu stawia się w przypadku wzmacniania małych sygnałów bioelektrycznych następujące wymagania: wysoka impedancja wejściowa (wejście różnicowe) i stosunkowo mała impedancja wyjściowa, wzmocnienie sygnałów różnicowych i eliminacja sygnałów wspólnych. Mając na uwadze często nieznaną impedancję układu tkanka-elektrody pomiarowe wskazane jest aby wzmacniacz różnicowy poprzedzony był dodatkowym układem tzw. separatorem. Takim separatorem jest wzmacniacz operacyjny pracujący w konfiguracji nieodwracającej. Pełni on rolę „transformatora” impedancji układu tkanka-elektrody pomiarowe do znanej, odpowiednio niskiej jej wartości. Co jest wskazane dla poprawnego działania wzmacniacza różnicowego. Takie rozwiązanie zostało zastosowane w pracy. Jest to powszechnie przyjęta konstrukcja wykorzystywana przez producentów układów scalonych, które są przeznaczone do pomiarów sygnałów bioelektrycznych. Wobec powyższego, w pracy zastosowano wzmacniacz pomiarowy typu INA128 firmy Texas Instruments. Uproszczoną budowę wewnętrzną przedstawiono na rysunku 2 [17].

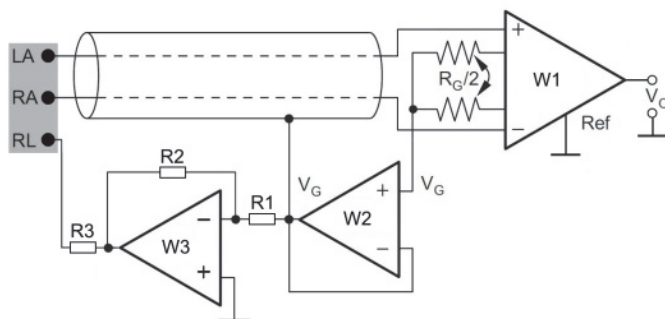


Rys. 2. Ogólna wewnętrzna budowa wzmacniacz instrumentalnego INA128, adaptacja z [17]

Wzmocnienie ustalone jest wartością rezystancji  $R_G$ , którą należy podłączyć do wyprowadzeń 1 i 8 układu scalonego. Wartość wzmocnienia  $G$  jest określona zależnością (1).

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

W powyższych rozważaniach wspomniano, że wzmacniacz powinna cechować eliminacja sygnałów wspólnych (współbieżnych). Parametrem, który wyraża tę cechę jest współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego  $CMRR$ . W przypadku wzmacniaczy sygnałów bioelektrycznych zalecane jest aby wartość współczynnika  $CMRR$  była na poziomie nie mniejszym niż 95 dB. Wysoka wartość współczynnika  $CMRR$  jest wymagana ze względu na potrzebę minimalizowania zakłóceń m.in. o częstotliwości 50 Hz, których największym źródłem w otoczeniu człowieka jest sieć energetyczna. Zakłócenie o częstotliwości 50 Hz zawiera się w przedziale największej energii sygnału elektromiograficznego i stosowanie filtracji może powodować degradację użytecznego sygnału EMG. Oznacza to, że warto zwrócić uwagę na uzyskanie możliwie największej wartości współczynnika tłumienia sygnału współbieżnego w torze wejściowym. Warto także pamiętać o tym, że wysokie tłumienie sygnału współbieżnego zależy również od równowagi impedancyjnej elektrod i przewodów pomiarowych oraz wartości impedancji wejściowych wzmacniacza pomiarowego. Układ zastosowany w pracy cechuje duża wartość współczynnika  $CMRR$  i przy wzmocnieniu  $G$  o wartości 10 V/V wynosi 100 dB (wartość minimalna) i 120 dB (wartość minimalna) przy wzmocnieniu  $G=100$  V/V. Możliwa jest poprawa tłumienia zakłóceń wspólnych przez włączenie dodatkowego układu „sterującego” pomiędzy elektrodę odniesienia oraz podzieloną na dwie równe wartości rezystancję  $R_G$ . Konstrukcja składa się z wtórnika napięciowego  $W2$  i wzmacniacza odwracającego  $W3$ . Wzmacniacz  $W3$  odwraca fazę sygnału współbieżnego, a poprzez sprzężenie zwrotne, odwrócony sygnał odejmuje się od aktualnego zakłócenia. Schemat stopnia wstępnego wzmacniacza z dołączonym układem „sterującym” przedstawiony został na rysunku 3.



Rys. 3. Schemat stopnia wstępnego ze wzmacniaczem instrumentalnym i układem RLD, adaptacja z [17]

Obwód sprzężenia zwrotnego z  $W2$  i  $W3$  umożliwia poprawę współczynnika  $CMRR$  nawet o dodatkowe 40 dB [18, 19, 20]. Prezentowana konfiguracja stosowana jest np. przy pomiarach sygnału elektrokardiograficznego i określana jako *Right-Leg-Drive (RLD)*. Schemat zaczerpnięty został z dokumentacji technicznej wzmacniacza instrumentalnego  $WI$  INA128 [17]. Znajdujące się na rysunku 3 symbole  $LA$  (Left Arm) to lewe ramię,  $RA$  (Right Arm) to prawe ramię,  $RL$  (Right Leg) to prawa noga i oznaczają lokalizację elektrod pomiarowych.

Uogólniając powyższe rozważania można stwierdzić, iż stopień wejściowy wzmacniacza sygnału EMG, który zastosowano w wykonanym stanowisku pomiarowym jest złożony z dwóch obwodów [20]. Obwody niezależnie od siebie wprowadzają własną wartość współczynnika tłumienia sygnału współbieżnego:

- $CMRR_{RLD}$  – współczynnik tłumienia sygnału wspólnego części układu obejmującej źródło sygnału sumacyjnego, układ RLD oraz przewody pomiarowe;
- $CMRR_{INA}$  – współczynnik tłumienia sygnału wspólnego podany przez producenta wzmacniacza pomiarowego.

Wypadkowa wartość  $CMRR$  jest określona zależnością (2) lub (3).

$$\frac{1}{CMRR} = \frac{1}{CMRR_{RLD}} + \frac{1}{CMRR_{INA}} \quad (2)$$

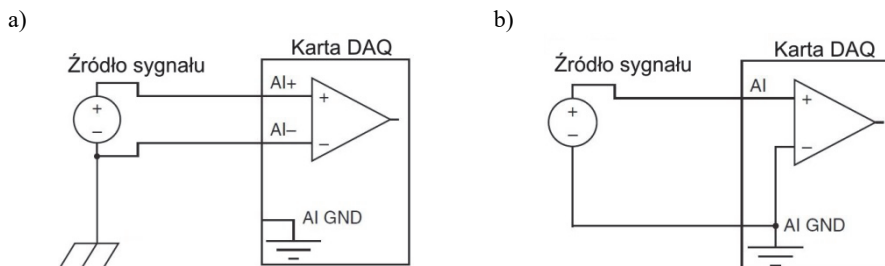
$$CMRR_{(dB)} = CMRR_{RLD(dB)} + CMRR_{INA(dB)} \quad (3)$$

Rzeczywista, uzyskana w układzie wzmacniacza wstępnej wartość współczynnika  $CMRR$  nie została ustalona. Podjęto próbę pomiaru sygnału na wyjściu wzmacniacza metodą oscyloskopową. W zakresie częstotliwości od 1 Hz do 500 Hz poziom sygnału nie był mierzalny dostępną aparaturą. W tej sytuacji przyjęto, że uzyskane rezultaty są zadawalające.

Następnym blokiem w torze pomiarowym był filtr ograniczający pasmo przenoszenia toru. Mając na względzie widmo częstotliwościowe sygnału elektromiograficznego zastosowano filtr 4 rzędu o częstotliwości granicznej 500 Hz. Po filtracji sygnał doprowadzony jest do wejścia analogowego karty DAQ. Karta w torze pomiarowym pełni funkcję urządzenia przetwarzającego sygnał analogowy na postać cyfrową oraz przez magistralę USB umożliwia przesłanie wyników do komputera. Zastosowana została karta pomiarowa NI USB 6001 firmy National Instruments [22]. Zasilanie i sterowanie modułem 6001 odbywa się przez port USB. Urządzenie wyposażone jest w 8 wejść (kanały analogowe), przetwornik analogowo-cyfrowy o rozdzielczości 14 bitów z maksymalną częstotliwością próbkowania 20 kSa/s.

Wykorzystanie modułu DAQ w pomiarach wymaga jego wcześniejszego zaprogramowania. Tworzone jest tzw. zadanie pomiarowe, które przypisane zostaje do kanału analogowego. Wewnętrzny wzmacniacz może pracować w dwóch konfiguracjach. Pierwsza konfiguracja to praca w trybie symetrycznym (tryb Differential - DIFF) ustawiona przez producenta jako nastawa domyślna w sterowniku urządzenia. Druga konfiguracja to praca w trybie niesymetrycznym

(tryb Referenced Single-Ended – RSE). Sposób podłączenia karty do źródła sygnału w zależności od wybranego trybu pracy został przedstawione rysunku 4.



Rys. 4. Zalecane konfiguracje połączenia karty DAQ ze źródłem sygnału: a) przy konfiguracji wejścia kart w trybie różnicowym; b) przy konfiguracji wejścia w trybie niesymetrycznym [22]

Obie konfiguracje są prezentowane na zajęciach dydaktycznych w celu przedstawienia aspektów pomiarowych i skuteczności ograniczania przenikania zakłóceń do toru pomiarowego. Źródło sygnału zaznaczone na rysunkach 4a, 4b oznacza w tym przypadku obiekt badany oraz układ przedwzmacniacza sygnału z obwodem RLD i filtrem.

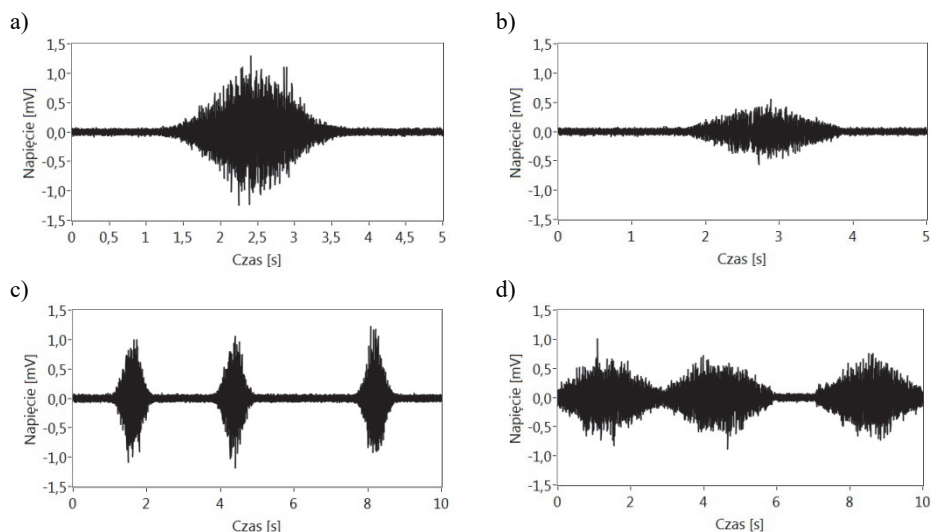
Na potrzeby pracy karta została skonfigurowana na zadanie pomiarowe:

- akwizycja sygnału napięciowego,
- pomiar przy użyciu pierwszego kanału pomiarowego,
- tryb pracy wzmacniacza niesymetryczny (RSE),
- częstotliwość próbkowania 10 kSa/s.

W celu sprawdzenia działania wykonanego komputerowego stanowiska pomiarowego z układem RLD przeprowadzono serię testów w laboratorium Zakładu Metrologii i Optoelektroniki. Poprawność działania układu sprawdzono przy użyciu generatora 33120A firmy Agilent oraz oscyloskopu cyfrowego TPS 2024 firmy Tektronix. Uzyskano pozytywne wyniki badania. Przeprowadzone zostały także pomiary sygnału bioelektrycznego z mięśni człowieka. Zarejestrowano sygnał elektromiograficzny z mięśnia dwugłowego ramienia podczas wykonywania ćwiczeń fizycznych. Przykładowe wyniki otrzymane podczas rejestracji sygnału EMG komputerowym stanowiskiem pomiarowym z układem RLD przedstawiono na rysunku 5.

Z otrzymanych przebiegów wynika, że do układu przenikają znaczne zakłócenia i szумы. Sygnały te są widoczne na linii podstawowej poza aktywnością mięśnia. Podjęta zostanie próba poprawy jakości otrzymanych wyników, ale będzie to etap dalszych prac związanych z testowaniem wykonanego stanowiska pomiarowego.





Rys. 5. Przykładowe wyniki rejestracji sygnału elektromiograficznego wykonanym komputerowym stanowiskiem pomiarowym z układem RLD

## PODSUMOWANIE

Wzmacniacz pomiarowy z obwodem RLD (Reg-Leg Drive) cechuje podwyższony współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego w odniesieniu do specyfikacji wzmacniacza. Dodatkowe rozwiązania, które ograniczają przenikanie do toru pomiarowego zakłóceń od sieci energetycznej umożliwiają poprawę właściwości metrologicznych całego stanowiska pomiarowego. Konfiguracja wzmacniacza z obwodem RLD jest przewidziana do pomiaru sygnału elektrokardiograficznego. Autorzy pracy wykonali komputerowe stanowisko pomiarowe ze stopniem wzmacniającym i obwodem RLD celem sprawdzenia, czy takie rozwiązanie będzie miało zastosowanie przy pomiarze sygnału elektromiograficznego. Uzyskany wynik jest pozytywny, co potwierdzono pomiarami laboratoryjnymi.

Adoptując układ przeznaczony do pomiaru sygnału elektrokardiograficznego na potrzeby badania aktywności elektrycznej mięśni wskazane jest odpowiednie dobranie wzmocnienia układu i modyfikacja filtra ograniczającego pasmo przenoszenia. Ważne jest także dobranie parametrów filtra ze względu na przetwarzanie analogowo-cyfrowe sygnału. Mając na uwadze zastosowaną konstrukcję stanowiska można przeprowadzić jego stosunkowo prostą rozbudowę o dodatkowe kanały pomiarowe, powielając bloki układów wejściowych. Ograniczeniem jest liczba kanałów pomiarowych karty DAQ. Wykorzystanie zasobów standardowego komputera, w tym oprogramowania, umożliwi w wykonanym

stanowisku implementacje algorytmów do przetwarzania i analizy sygnałów bioelektrycznych.

## LITERATURA

- [1] Emeryk-Szajewska B. , Niewiadomska-Wolska M., *Neurofizjologia kliniczna. Elektromiografia i elektroneurografia*, tom 1, Medycyna Praktyczna, Kraków 2008.
- [2] Kozubski W., Mazur R., Prusiński A., *Podstawy kliniczne neurologii*, PZWL, Warszawa, 1998.
- [3] Longstaff A., *Neurobiologia.*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2012, s. 253–254.
- [4] Prusiński A., *Neurologia praktyczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007.
- [5] Hausmanowa - Petruszewicz I., *Elektromiografia kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 1971.
- [6] De Luca C.J., Webster J.G., *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley Publisher, 2006.
- [7] Basmajian J.V., De Luca C.J., *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography* (5 ed.), Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1985.
- [8] Konrad P., *ABC EMG Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej*, Technomex Spółka z o.o., Gliwice 2007.
- [9] Criswell E., *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury, 2011, MA: Jones and Bartlett, p. 1–170.
- [10] [https://www.motion-labs.com/prod\\_preamp.html](https://www.motion-labs.com/prod_preamp.html) (dostęp 03.01.2019).
- [11] <https://www.delsys.com/products/desktop-emg/surface-emg-sensors>, dostęp 03.01.2019.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] Augustyniak P., *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych*, Wydawnictwo AGH, Kraków 2001.
- [15] Merletti R., Parker P.A., "Electromyography - Physiology, Engineering, and Non-invasive Applications", 2004, Wiley-IEEE Press.
- [16] 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), pp. 1–16.
- [17] [www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf](http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf), dostęp 05.01.2019.
- [18] M. Guermandi, E. F. Scarselli, Member, IEEE, R. Guerrieri, *A Driving Right Leg Circuit for Improved Common Mode Rejection in Bio-Potential Acquisition Systems*, *IEEE Transactions On Biomedical Circuits And Systems*, vol. 10, no. 2, 2016.

- 
- [19] Alnasser E., Compensated transconductance driven-right-leg circuit, Faculty of Engineering, Department of Electrical Engineering, Abadan Branch, Islamic University, Abadan 63178–36531, Iran. Published in EIT Science, Measurement and Technology, Received on 6th September 2011.
- [20] Jędrych B., Wzmacniacz z układem RLD do pomiaru sygnału bioelektrycznego z mięśni człowieka, Politechnika Poznańska, praca dyplomowa magisterska, 2018.
- [21] Assambo C., Burke M. J., An optimized high – impedance amplifier for dry – electrode ECG recording, International Journal of Circuits, Systems and Signal Processing, Issue 5, Volume 6, 2012, s. 332–341.
- [22] NI USB-6001/6002/6003 User Guide - National Instruments, 2014.

### **COMPUTER MEASUREMENT SYSTEM WITH A RLD CIRCUIT FOR ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL ACQUISITION**

The article includes the description of the computer measurement station for recording the electrical signal from the muscle. The surface electrodes were used to obtain the EMG signal. The instrumental amplifier with the RLD circuit was used to strengthen the signal from the electrodes. The DAQ card was used for measurements and controlled by USB bus from the computer. The multiple measurement tests at rest and the muscle activity were carried out and the sample results were included in the article. It is assumed that the made measurement station will be used for the educational purposes in the field of the non-invasive biomeasurements.

*(Received: 18.02.2019, revised: 07.03.2019)*

