

Interfejs *EMG* do sterownika programowalnego *PLC*

Streszczenie. W artykule przedstawiono konstrukcję zintegrowanego interfejsu HMI, sygnału elektromiograficznego, dedykowanego do współpracy ze sterownikami programowalnymi PLC. Modułowa konstrukcja, umieszczona w obudowie przystosowanej do montażu na szynie DIN, umożliwia zabudowanie interfejsu w typowych szafach sterowniczych obok innych elementów automatyki. Przedstawiono również działanie podprogramu sterownika, współpracującego z interfejsem jak i praktycznych testów zbudowanego układu, w trakcie, których, badano jego funkcjonowanie.

Abstract. In this paper the integrated construction of HMI interface, dedicated to cooperation with programmable logic controller was presented. Modular structure of interface, installed inside casing for mounting on DIN rail, allows installing it in standard control cabinets along with other automation components. Operation of PLC's subroutine for cooperation with presented interface as well as results of its investigations during practical tests was shown. (**EMG interface for PLC controller**)

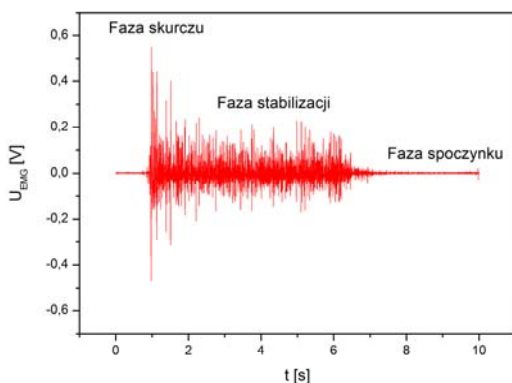
Słowa kluczowe: Sygnał elektromiograficzny, interfejs, sterownik PLC.

Keywords: EMG signal, interface, PLC controller.

doi:10.12915/pe.2014.05.20

Wstęp

Jednym z przejawów aktywności biologicznej motorycznych struktur mięśniowych, poza ewidentnymi, objawiającymi się w postaci sygnałów mechanicznych, takich jak przesunięcie czy przyspieszenie w przypadku kończyn, jest wytwarzanie przez nie zmiennych potencjałów elektrycznych [1]. Wypadkowy sygnał elektryczny odpowiadający zmianom potencjału poszczególnych komórek mięśniowych wchodzących w skład mięśnia, nosi nazwę sygnału elektromiograficznego (EMG) i posiada charakterystyczną postać, przedstawioną na rysunku 1. Na przebiegu tym można wyróżnić początkową fazę aktywnego pobudzenia w momencie inicjacji skurczu, fazę stabilizacji w stanie utrzymywania napięcia mięśnia oraz fazę spoczynkową. Jego amplituda może przyjmować wartości od ułamków miliwolta do kilkudziesięciu miliwoltów, natomiast użyteczne pasmo częstotliwościowe zawiera się w przedziale do około jednego kHz. Parametry tego sygnału – kształt obwiedni, stromość narastania, czas trwania czy amplituda ściśle powiązane są z charakterem wysiłku.

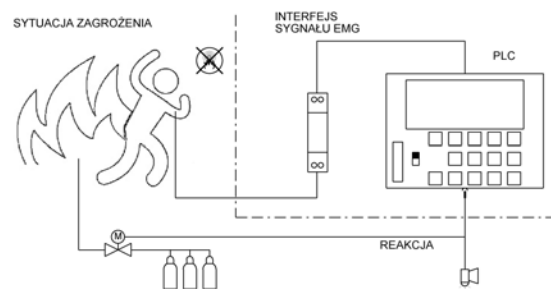


Rys.1. Przykładowy przebieg mięśniowego potencjału elektrycznego

W zastosowaniach ściśle medycznych, badanie elektromiograficzne, polegające na ocenie sygnału EMG jest podstawowym narzędziem w diagnostyce czynności układu nerwowo-mięśniowego [2] oraz wykrywania chorób tego układu, np. miastenii [3]. Potencjały czynnościowe poszczególnych mięśniowych jednostek motorycznych (MUAP) są również wektorem sygnałów wejściowych układów sterujących zaawansowanymi układami protez kończyn [4, 5, 6].

Poza medycyną, stosunkowo szerokie pole aplikacyjne do wykorzystania sygnałów EMG, istnieje w obszarach powiązanych z automatyką i robotyką do realizacji sterowania intuicyjnego i behawioralnego maszynami i urządzeniami technicznymi a nawet pojazdami [7].

Jako potencjalny przykład można także przytoczyć proces załadunku lub montażu, podczas którego obserwator, powtarzającymi skinięciami dłoni, przekazuje operatorowi urządzenia załadunkowego (dźwigu, suwnicy) informacje o położeniu ładunku i możliwości wykonywania ruchu. Miopotencjały towarzyszące wywołującym te intuicyjne ruchy, skurczom mięśni przedramienia, można bezpośrednio wykorzystać do sterowania wyżej wymienionym procesem. Podobnie, taka technologia sterowania może znaleźć zastosowanie w obszarze podtrzymania aktywności zawodowej osób, z trwałym wyłączeniem bądź czasowym ograniczeniem funkcji motorycznych czy też manipulacyjnych kończyn górnych, spowodowanych urazem. Sterowanie intuicyjne może również znaleźć zastosowanie w obszarach związanych z inżynierią bezpieczeństwa, umożliwiając awaryjne zatrzymanie procesu w warunkach ograniczonego dostępu operatora do wyłącznika bezpieczeństwa [8] lub na podstawie jego odruchów bezwarunkowych, towarzyszących sytuacji zagrożenia (rys.2).



Rys.2. Przedstawienie idei zatrzymania procesu, z wykorzystaniem sygnałów EMG towarzyszących odruchom bezwarunkowym

Implementacja powyższych sposobów sterowania w rzeczywistych, istniejących układach automatyki i kontroli procesów, wymaga opracowania odpowiednich interfejsów pomiędzy człowiekiem a sterowanym urządzeniem, pełniących analogiczną rolę jak układy BCI [9]. Dostosowane muszą być one jednak do pewnych obowiązujących standardów przemysłowych czy to w zakresie parametrów sygnałów elektrycznych czy też ich konstrukcji mechanicznej.

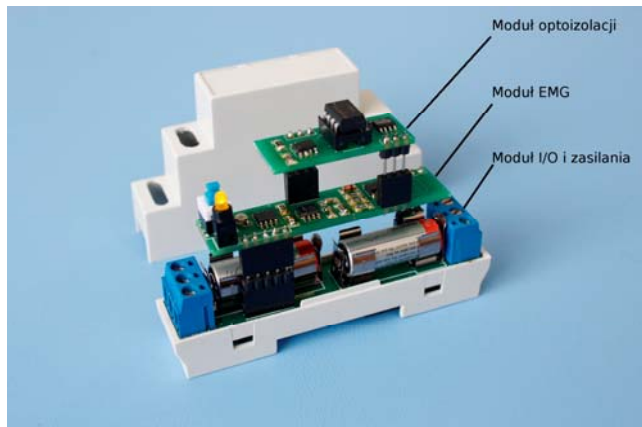
Konstrukcja interfejsu

Na poziomie elektrycznym interfejs umożliwiający przekazywanie sygnału elektromiograficznego z ciała operatora do urządzenia sterującego, musi przede wszystkim zapewnić jego bezpieczną akwizycję oraz niezbędne kondycjonowanie [10]. Z tego względu, przyjęto rozwiązanie z niezależnym zasilaniem bateryjnym części pomiarowej oraz opcjonalną separacją galwaniczną od układów wejściowych współpracującego sterownika PLC. Ponadto, sposób zbierania biopotencjałów mięśniowych musi być nieinwazyjny, co zdeterminowało wykorzystanie jako sensorów, chlorkowo-srebrowych elektrod kontaktowych [11].

W zakresie konstrukcji mechanicznej, jednym z podstawowych i ogólnie przyjętych standardów w budowie systemów sterowania i automatyki przemysłowej jest stosowanie aparatury modułowej, montowanej na szynie DIN (TS-35) [12]. W ten trend, wpisuje się również umieszczanie w obudowach modułowych programowalnych ministerowników i sterowników PLC, przez firmy takie jak Omron, Kernel Sistemi czy Siemens.

W nawiązaniu do powyższej tendencji, przyjęte zostało założenie skonstruowania prototypu interfejsu EMG w obudowie o szerokości jednego standardowego modułu o szerokości 17mm. Ze względu na wiążącą się z tym niewielką ilość miejsca oraz umożliwienie przyszłych modyfikacji układu, zdecydowano się na modułową konstrukcję piętrową przedstawioną na rysunku 3. Całość interfejsu, składa się z trzech podstawowych części funkcjonalnych, umieszczonych na osobnych płytach drukowanych:

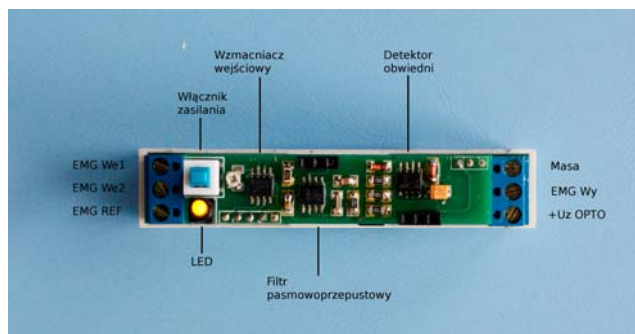
- Modułu wejścia/wyjścia wraz z blokiem zasilania
- Modułu toru pomiarowego (kondycjonowania) sygnału EMG
- Opcjonalnego modułu optoizolacji



Rys.3. Widok konstrukcji interfejsu

Na płycie modułu wejścia/wyjścia, umieszczone zostały terminale zaciskowe do podłączenia wejściowego sygnału różnicowego EMG oraz sygnału wyjściowego i zasilania modułu optoizolacji. Pomiędzy zaciskami znajdują się gniazda dwóch małogabarytowych baterii, realizujących układ zasilania symetrycznego $\pm 12V$. Przekazywanie sygnałów z modułu I/O jak i zasilanie zasadniczej części prezentowanego interfejsu, jaką stanowi tor pomiarowy, odbywa się za pomocą złączy typu goldpin.

Rozwiązanie układowe części pomiarowej, wzorowane jest zasadniczo na konstrukcji przedstawionej w pracy [8] i składa się z wzmacniacza, filtra pasmowo-przepustowego oraz detektora obwiedni. Rozmieszczenie poszczególnych członów na płycie drukowanej modułu pokazano na rysunku 4.



Rys.4. Rozmieszczenie podstawowych układów toru pomiarowego

W roli wzmacniacza wejściowego zastosowano scalony wzmacniacz pomiarowy typu INA 129, pracujący w typowej konfiguracji [13]. Jego wzmacnienie ustawiane jest potencjometrem w zakresie 40-50dB. Zastosowanie na wejściu rozwiązania układowego wzmacniacza pomiarowego, cechującego się dużym współczynnikiem tłumienia sygnału wspólnego (CMRR >100 dB) jest w zasadzie koniecznością, ponieważ wykorzystanie jako sensorów elektrod typu Ag/AgCl powoduje występowanie znacznego potencjału kontaktowego, nawet kilkusetkrotnie większego od użytecznego sygnału [14,15]. Ponadto rozwiązanie takie zapewnia skuteczne tłumienie zakłóceń synfazowych o częstotliwości sieciowej.

Po wzmacnieniu, pasmo sygnału EMG jest ograniczane do użytecznego zakresu za pomocą dwóch filtrów: górno i dolnoprzepustowego odseparowanych wtórnikiem napięciowym, których wypadkowa charakterystyka odpowiada charakterystyce dwudekadowego filtra pasmowoprzepustowego o dolnej częstotliwości granicznej około 10 Hz.

Ostatnim elementem składowym w opisywanym torze pomiarowym, jest człon kształtowania obwiedni. Z punktu widzenia bowiem możliwości próbkowania czy dalszego przetwarzania przez standardowe sterowniki programowalne, korzystnie jest z sygnału EMG wyselekcjonować przebieg jego obwiedni, który następnie można traktować jako przebieg wolnozmienny w stosunku do cyklu pracy sterownika. Operacja ta, realizowana jest za pomocą precyzyjnego prostownika dwupołkawkowego wraz z wygładzającym wyprostowany przebieg, filtrem dolnoprzepustowym RC.

Z wyjścia układu detektora, sygnał obwiedni poprzez złącze przekazywany jest do modułu optoizolacyjnego, którego zadaniem jest odseparowanie galwaniczne części pomiarowej od obwodów wejściowych sterownika PLC. Obwód ten zbudowany został w oparciu o układ IL300 z osobnym, zewnętrznym zasilaniem obwodu wyjściowego. Układ ten zawiera w swojej strukturze oprócz świecącej diody nadawczej, dwie fotodiody: odbiorczą oraz referencyjną, dostarczającą sygnał sprzężenia zwrotnego do części nadawczej pozwalający na linearyzację charakterystyki przejściowej układu. W przypadku, gdy wejścia analogowe sterownika posiadają już separację galwaniczną, moduł ten może być stosowany opcjonalnie i zostać zastąpiony płytką-sprzęgiem, przenoszącym bezpośrednio sygnał do złącza wyjścia.

Alternatywnie, zamiast analogowego modułu optoizolacyjnego lub sprzęgu, zastosowany może być układ izolowanego wyjścia binarnego, będący obecnie w fazie opracowania i testowania. Składa się on z układu komparatora o regulowanym poziomie napięcia referencyjnego oraz szerokości pętli histerezy, sterującego transoptorem wyjściowym w zależności od amplitudy obwiedni sygnału EMG.

Program sterujący

Przedstawiany interfejs EMG, przetestowany został we współpracy ze sterownikiem PLC, typu Vision V260 firmy Unitronics. Seria sterowników Vision charakteryzuje się scaleniem jednostki centralnej CPU wraz z graficznym panelem HMI oraz dołączanym bezpośrednio, lub w postaci wyspy, modułem I/O. Programowanie sterownika odbywa się standardowo, z wykorzystaniem języka drabinkowego LD, uzupełnionego o szeroką paletę bloków funkcyjnych.

W tym celu, napisany został specjalny podprogram, stanowiący swego rodzaju pomost programowy pomiędzy a interfejsem EMG a dowolnym programem zaimplementowanym w sterowniku PLC. Zadaniem tego podprogramu jest przede wszystkim, akwizycja sygnału obwiedni przebiegu elektromiograficznego poprzez wejście analogowe oraz jego binaryzacja i skalowanie. Ponadto, ze względu na testowy i pokazowy charakter przedstawianego rozwiązania, na ekranie sterownika umieszczone zostały elementy graficzne obrazujące ruch ręki. Widok ekranów sterownika (w trybie podglądu on-line) dla dwóch stanów napięcia mięśniowego – fazy spoczynku i fazy pobudzenia, przedstawiono na rysunkach 5 i 6.



Rys.5 Widok ekranu PLC podczas fazy spoczynkowej mięśnia

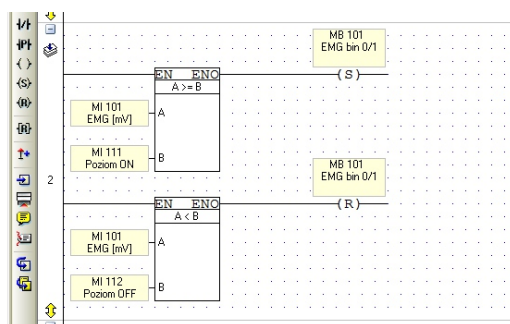


Rys. 6 Widok ekranu PLC podczas fazy pobudzenia mięśnia

Zmienne podprogramu, typu całkowitego *MI* (Memory Integer) oraz binarnego *MB* (Memory Bit) umieszczone

zostały w przestrzeniach adresowych zaczynających się od 100. Wynik konwersji przebiegu obwiedni sygnału EMG do postaci cyfrowej, umieszczony jest w zmiennej *MI100*. Wartość ta jest następnie skalowana z zakresu wynikającego z rozdzielczości przetwornika A/C do wartości rzeczywistej wyrażonej w miliwoltach (*MI101*) i wyświetlana w lewej części ekranu sterownika oraz przedstawiana na wskaźniku zegarowym.

Operacja binaryzacji realizowana jest programowo z wykorzystaniem dwóch bloków funkcyjnych porównania oraz zatrzasku, realizujących układ komparatora z histerezą (rys.7). Wynik tej operacji dostępny jest pod adresem zmiennej *MB101*. Wartości napięciowe poziomów odniesienia wprowadzane są ręcznie za pomocą klawiatury w tzw. trybie kalibracji lub mogą być zmieniane z nadrzędnego programu poprzez zmienne *MI111* i *MI112*. Stan bitu *MB101* sprzężony jest z wyjściem cyfrowym *DO* sterownika oraz sygnalizowany zapaleniem symbolu żarówki na ekranie sterownika a także zamknięciem lub otwarciem symbolu ręki.



Rys.7 Realizacja programowa operacji binaryzacji obwiedni EMG

Wartość amplitudy obwiedni sygnału EMG, po dodatkowej programowej operacji wygładzania, wykorzystana została także do sterowania wartością zmiennej *MI121* z którą skorelowano zmianę napięcia na wyjściu analogowym *AO0* sterownika PLC.

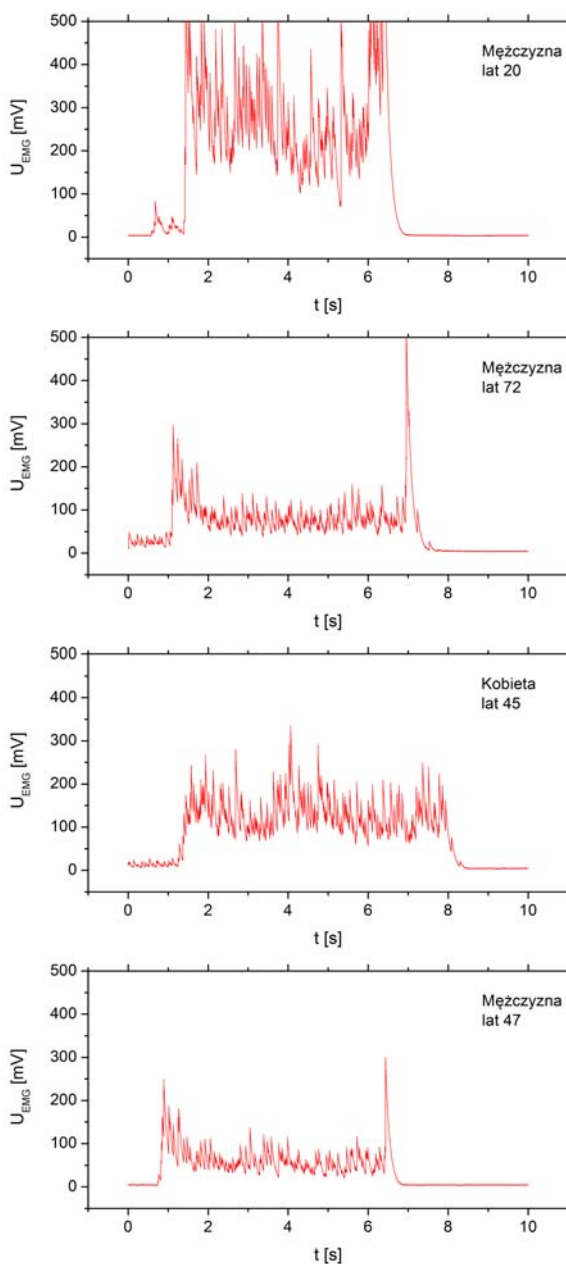
Podobnie jak w przypadku operacji binaryzacji, istnieje możliwość wprowadzenia dwóch poziomów odniesienia, pomiędzy którymi zmiana amplitudy sygnału EMG skalowana jest na zmianę wartości *MI121*. Umożliwia to, po odpowiednim treningu, sterować płynnie np. wartością napięcia na wyjściu analogowym, w funkcji kontrolowanego wysiłku przeciwko oporowi w wybranym zakresie. Dodatkowo zmiana sygnału jest wizualizowana poprzez przesuwający się na ekranie symbol ręki.

W trakcie prac mających na celu sprawdzenie funkcjonowania całego systemu, testowy sygnał EMG akwizycjonowano z grupy mięśni zginacza łokciowego. Pewną standaryzację wysiłku przeciwko oporowi, w trakcie badań osiągnięto wykorzystując przyrząd do ćwiczeń dłoni (rys.8).



Rys.8 Sposób zadawania wysiłku przeciwko oporowi

Prowadzone prace dotyczące oceny funkcjonowania całego systemu interfejsu EMG do sterowania prostymi czynnościami takimi jak załączanie urządzeń czy sterowanie prędkością silnika wykazały, iż kluczowym zagadnieniem jest dobór poziomów napięć komparatora jak i układu skalowania, indywidualnie dla każdej osoby pełniącej rolę operatora. Pomimo zachowania staranności co do umiejscowienia elektrod czy sposobu zadawania wysiłku przeprowadzone pomiary sygnału obwiedni na grupie zróżnicowanej pod względem wieku oraz płci, wykazały iż silnie różni się on u poszczególnych osób. Na rysunku 9 przedstawione zostały wybrane przypadki dla trzech mężczyzn i jednej kobiety, przedstawiające kształt obwiedni sygnału elektromiograficznego w trakcie kontrolowanego wysiłku przeciwko oporowi na poziomie 50% oporu maksymalnego i o czasie trwania około 5s.



Rys.9 Przebiegi obwiedni sygnału EMG dla różnych osób przy wysiłku przeciwko maksymalnemu oporowi na poziomie 50%

Podsumowanie

Zaprezentowany w pracy układ interfejsu sygnału elektromiograficznego wraz opracowanym podprogramem sterownika jest w zasadzie komplementarnym rozwiązaniem mogącym znaleźć zastosowanie w rzeczywistych układach sterowania maszyn i urządzeń w obszarach wymienionych we wstępie do niniejszej pracy i stanowić tym samym alternatywę lub uzupełnienie istniejących układów sterowania manualnego z wykorzystaniem przycisków, przełączników czy joysticków.

Przyjęte rozwiązanie konstrukcyjne pozwala na jego dalszą ewaluację i modyfikację oraz testowanie funkcjonowania w warunkach rzeczywistych, zwłaszcza pod kątem kompatybilności elektromagnetycznej.

Praca została sfinansowana z środków na badania statutowe BS/PB-201-3011/2013

LITERATURA

- [1] Pr. Zbiorowa, *Podstawy Inżynierii Biomedycznej*, Tom I, Wyd. AGH, Kraków (2009)
- [2] Łukasik A., Krukowska J., Krokera K., Czernicki J., *Podstawy elektrodiagnostyki w porażeniach nerwów obwodowych*, *Acta Balneologica*, LII (2010), 3; 193-200
- [3] Cumhuri Ertekin, Ibrahim Aydogdu, Nur Yu'uceyar, Sultan Tarlaci, Nefati Kiylioglu, Murat Pehlivan, Gu'rbu'z Celebi. *Electrodiagnostic methods for neurogenic dysphagia*, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 109 (1998) 331-340
- [4] Gmerek A., *Strategie sterowania modelem protezy ręki z wykorzystaniem miopotencjałów*, *Pomiary Automatyka Robotyka*, Wyd. PIAP, R.13, (2009), nr 10 (152), 45-47
- [5] Herrera A., Bernal A., Isaza D., Adjouadi M., *Design of an electrical prosthetic gripper using EMG and linear motion approach*, *Proceedings from the 17th Florida Conference on the Recent Advances in Robotics*, Florida, USA, (2004)
- [6] Saridis G, Gootee T., *EMG pattern analysis and classification for a prosthetic arm*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1982), 29 (06), 403-412
- [7] Aso, S. Sasaki, A. Hashimoto, H. Ishii, C., *Driving Electric Car by Using EMG Interface*, *IEEE, CIS* (2006)
- [8] Garstka T., Knapieński M., *Układ do pomiaru biopotencjałów mięśniowych wykorzystywanych w systemach sterowania*, *Pomiary Automatyka Kontrola*, vol. 58, (2012) nr 4, 348-351
- [9] Majkowski A., Kołodziej M., Rak J., *Wykorzystanie potencjałów mózgowych P300 do sterowania awatarem*, *Pomiary Automatyka Kontrola*, vol. 58, (2012), nr 4, 352-354
- [10] Firat Hardalac, Rahmi Canal. *EMG Circuit Design and AR Analysis of EMG Signals*, *Journal of Medical Systems*, Vol. 28, (2004) No. 6
- [11] Lee S., Kruse J. *Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems*, *Analog Devices* (200)
- [12] IEC 60715 Standard, *Dimensions of low-voltage switchgear and controlgear. Standardized mounting on rails for mechanical support of electrical devices in switchgear and control gear installations.*
- [13] Kugelstadt T. *Getting the most out of your instrumentation amplifier design*, Texas Instruments Incorporated. *Analog Applications Journal*, 4Q (2005)
- [14] Kitchin Ch., Counts L. *A designer's guide to instrumentation amplifiers*. *Analog Devices* (2000)
- [15] Huigen E.. *Noise characteristics of surface electrodes*, *University of Amsterdam, Section Medical Physics*, March (2001)

Autorzy: dr inż. Tomasz Garstka, Politechnika Częstochowska, Instytut Przeróbki Plastycznej i Inżynierii Bezpieczeństwa, Al. Armii Krajowej 19, 42-200 Częstochowa, E-mail: tomasz.garstka@wip.pcz.pl; dr hab. inż. Marcin Knapieński, Politechnika Częstochowska, Instytut Przeróbki Plastycznej i Inżynierii Bezpieczeństwa, Al. Armii Krajowej 19, 42-200 Częstochowa, E-mail: knap@wip.pcz.pl