
Adaptacyjny system sterowania protezą ręki wykorzystujący elektromiografię powierzchniową

Artur Gmerek¹

Streszczenie

Skuteczne sterowanie protezami kończyn o wielu stopniach swobody jest trudnym zadaniem, które wymaga innowacyjnego podejścia do zagadnienia sterowania. W nowoczesnych protezach do tego celu używa się sygnałów biologicznych natury elektrycznej. Autor eksperymentował z sygnałami EMG (elektromiograficznymi), rejestrowanymi za pomocą tzw. elektromiografii powierzchniowej. W artykule tym do sterowania skonstruowaną protezą ręki został zaproponowany algorytm bazujący na sztucznych sieciach neuronowych (SSN) i logice rozmytej. W celu wyodrębnienia unikalnych cech analizowanych sygnałów (potrzebnych na wejście sieci), były one poddawane wieloetapowemu procesowi przetwarzania i obróbki.

1. INFORMACJE OGÓLNE

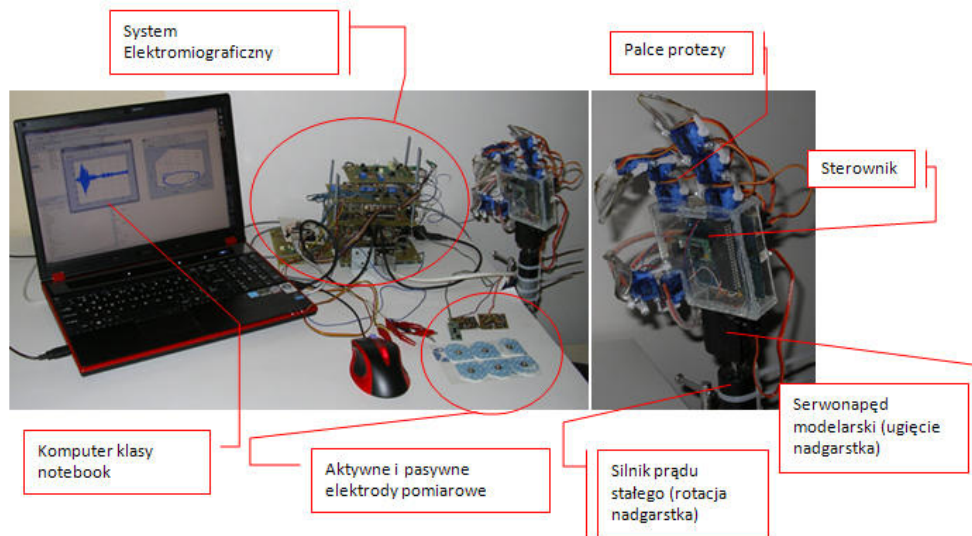
Aby zwiększyć komfort życia osoby używającej protezy powinno dążyć się do konstrukcji manipulatorów w jak największym stopniu przypominających utracone kończyny, a w idealnych warunkach nawet je przewyższających. Zatem powinny być stosowane protezy o dużej liczbie stopni swobody. Kontrola nad takimi protezami wymaga wyszukanych sposobów sterowania [2,6].

Współczesne protezy są jeszcze bardzo mało ruchliwe, a ich funkcjonalność jest jedynie zgodna w kilku procentach z rzeczywistą kończyną. Główna trudność w sterowaniu protez polega na dekodowaniu intencji pacjenta na określony ruch, które są wyrażone w formie sygnałów biologicznych. Sygnały biologiczne natury elektrycznej charakteryzują się bowiem silną nieliniowością i niestacjonarnością w wąskim przedziale czasu. Sygnały EMG dostarczają bardzo dużą ilość informacji na temat aktywności mięśni, a więc ruchu kończyn za które owe mięśnie odpowiadają lub odpowiadały. Właściwie dekodując sygnały elektromiograficzne można uzyskać dane na temat aktywacji grup jednostek motorycznych, szybkości skurczu oraz siły, jaką generują poszczególne mięśnie [15].

Stanowisko laboratoryjne opisywanego systemu składało się z trójpalczastej protezy o 11 stopniach swobody (DOF). Proteza była w stanie wykonać dwa ruchy w nadgarstku - obrotowy oraz zginanie. Każdy palec posiada 3 DOF, a kciuk został

¹ Instytut Automatyki Politechniki Łódzkiej, gmerek.artur@gmail.com

zamontowany w taki sposób, aby jak najwierniej przypominać rzeczywisty palec. Sygnały są rejestrowane z wykorzystaniem elektrod, które zbierają potencjał z powierzchni skóry. Elektrody podpięte są bezpośrednio do specjalnej karty pomiarowej połączonej z komputerem. Karta wraz z elektrodami tworzy tzw. elektromiograf (aparat EMG). Dane rejestrowane przez aparat EMG trafiają do komputera, gdzie są poddawane dalszej analizie i na ich podstawie wytwarzany jest sygnał sterujący protezą. Odpowiedzialny za to jest algorytm złożony z kilku współpracujących ze sobą, na wspólnej platformie programów. Komputer ma bezpośrednie łącze (USB) ze sterownikiem niskopoziomym sterującym napędami protezy (Rys. 1).



Rys. 1. Zdjęcie stanowiska laboratoryjnego

Aktuatorami w protezie są analogowe serwomechanizmy modelarskie. Sterownik oparty był na procesorze ATmega8535. Niskopoziomowy algorytm umieszczony w procesorze, ze względu na dużą liczbę serwomechanizmów sterowanych zmodulowaną falą PWM, wymagał stworzenia programowo generowanej fali PWM.

1.1 Przegląd literatury

Prezentowany temat referatu doczekał się rozległej literatury zarówno w kraju, jak i za granicą. Pierwsze wzmianki o próbie dekodowania postury palców i dłoni na podstawie sygnałów EMG pojawiły się już w latach 70 XX wieku [18]. Opracowanie konstrukcji modelu sztucznej dłoni wraz z palcami nie stanowi obecnie problemu [19]. Ostatnimi czasy pojawiły się nawet informacje o bardzo wyrafinowanych mechanizmach posiadających elastyczne złącza oraz sprzężenie zwrotne w formie umożliwiającej odczuwanie dotyku przez pacjenta [23].

Zasadniczy problem w sterowaniu protez z wykorzystaniem sygnałów EMG polega na wyborze odpowiednich cech oraz prawidłowym zaklasyfikowaniu

odczytanych sygnałów. Sygnały EMG przypominają w pewnym sensie sygnały dźwiękowe, z tego powodu używanych jest wiele metod zaczerpniętych z tych obszarów nauki. Jednym z najczęściej stosowanych klasyfikatorów są klasyfikatory statystyczne np. kNN (k-nearest neighbors) [12]. Stosunkowo często są również używane klasyfikatory oparte na sieciach neuronowych i logice rozmytej [10, 11]. Niekiedy używane są bardziej wyrafinowane techniki np. Wołczowski, Krysztoforski i Suchodolski uzyskali zadowalające rezultaty wykorzystując klasyfikację opartą na drzewie decyzyjnym, bazującym na algorytmie Quinlan'a [20, 14]. W kilkudziesięciu publikacjach można zapoznać się również z porównaniem różnych metod [9, 12, 14].

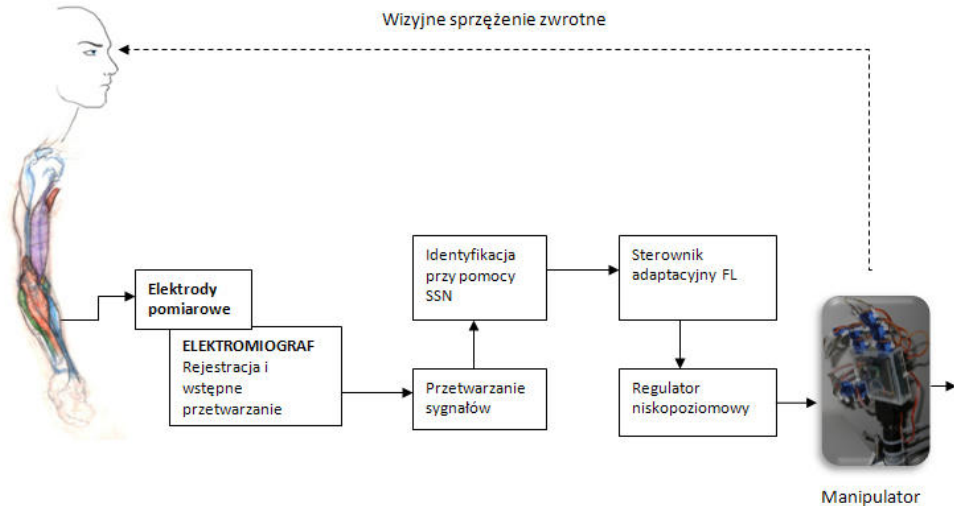
1.2 Ogólna budowa systemu

W systemie sterowania można wyróżnić cztery zasadnicze elementy, są to: elektrody wraz z elektromiografem, komputer na którym znajduje się adaptacyjny algorytm obliczeniowy oraz sterownik niskopoziomowy wraz z obsługiwany przez niego manipulatorem (**Rys. 2**).



Rys. 2. Przepływ sygnału w zbudowanym systemie sterowania

Przepływ informacji w systemie jest stosunkowo prosty. Sygnały analogowe są odczytywane z powierzchni skóry przy pomocy aktywnych i pasywnych elektrod. Następnie trafiają do elektromiografu, gdzie są wzmacniane oraz odfiltrowywane przy pomocy analogowych filtrów pasmowoprzepustowych. W tym przypadku były to filtry przepuszczające częstotliwość w zakresie od 10 Hz do 1kHz. Po spróbkowaniu sygnał już w formie cyfrowej jest transmitowany do komputera. Tam następuje jego przetwarzanie cyfrowe, identyfikacja przy pomocy dwóch sieci neuronowych, a na koniec dane przekazywane są do regulatora bazującego na logice rozmytej, sterującego bezpośrednio poszczególnymi złączami (**Rys. 3**).



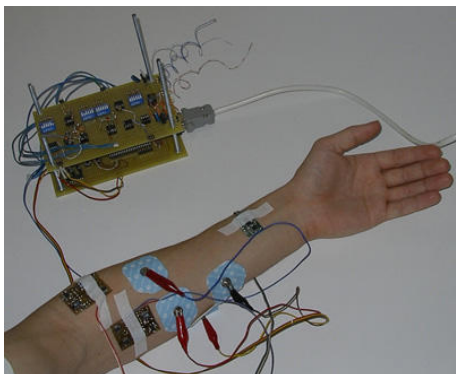
Rys. 3. Ogólny schemat adaptacyjnego systemu sterowania trójpalczystą protezą ręki

Manipulator nie jest wyposażony we własny system sensoryczny, który mógłby być wykorzystany do sprzężenia zwrotnego. Przyjęto, że sygnały sterowania zadaje człowiek stosując wizyjne sprzężenie zwrotne. Pacjent obserwując wykonywany ruch może odpowiednio naprężyć lub rozluźnić mięśnie w celu wygenerowania sygnałów EMG o innych właściwościach, które identyfikują określone położenie [1, 4].

1.3 Elektrody i elektromiograf

W celu odczytu i rejestracji sygnałów EMG używany był autorski elektromiograf wraz z kilkoma różnymi rodzajami elektrod. Właściwości aparatury używanej do detekcji i rejestracji sygnału mogą mieć duży wpływ na jakość rejestrowanego sygnału EMG. Z tego powodu algorytm sterowania powinien charakteryzować się odpornością na zmianę charakterystyki urządzeń w pewnym zakresie oraz mieć możliwość współpracy z innymi rodzajami detektorów. Opracowany algorytm odznacza się takimi cechami.

Niezwykle istotne z punktu sterowania jest również prawidłowe rozmieszczenie elektrod. Aby elektrody nie wpływały na siebie wzajemnie ich odległość od siebie powinna wynosić minimum 1 cm [15]. W eksperymentach były używane dwa rodzaje elektrod: specjalne autorskie, aktywne elektrody pomiarowe oraz elektrody do badań EKG.



Rys. 4. Rozmieszczenie elektrod pomiarowych na przedramieniu pacjenta

Opracowany system sterowania ma możliwość współpracy z różnymi rodzajami elektrod, adaptuje się także do zmian rozmieszczenia elektrod względem siebie i względem włókna brzośca mięśniowego. Niestety po każdej tego typu zmianie wymagana jest powtórna kalibracja układu.

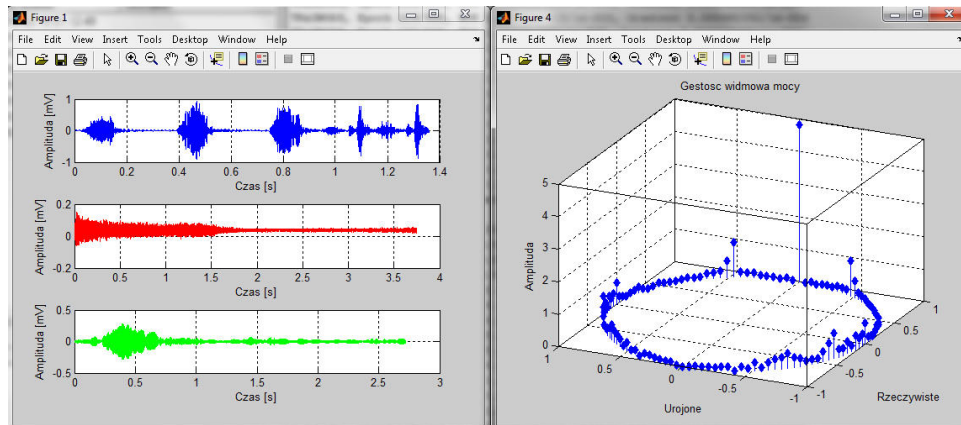
1.4 Charakterystyka sygnałów EMG

Organizm człowieka generuje sygnały w dużej mierze nieliniowe i niestacjonarne w wąskim przedziale czasu. Dodatkowo, sygnały biologiczne natury elektrycznej nie zawsze są w pełni zgodne z intencją pacjenta, co stanowi poważny problem w ich wykorzystaniu do sterowania manipulatorów.

Sygnały EMG powstają w komórkach mięśniowych na skutek aktywacji mięśnia przez impulsy nerwowe. Stanowią one superpozycję sygnałów z różnych komórek mięśniowych i różnią się od sygnałów generowanych przez neurony. Ich amplituda oraz częstotliwość zależą między innymi od siły generowanej w mięśniach. Ważnym czynnikiem wpływającym na charakterystykę sygnałów EMG, w przypadku elektromiografii powierzchniowej, jest zmiana położenia włókien mięśniowych względem elektrod przyklejonych do skóry. To wzajemne położenie zmienia się przy napinaniu mięśnia.

Charakterystyka sygnałów EMG przypomina w dużej mierze sygnał mowy, a niezorientowany obserwator zapewne stwierdziłby, iż ma do czynienia z chaotycznym szumem.

Sygnały rejestrowane były przez kilka elektrod jednocześnie. Najwięcej informacji dostarcza analiza częstotliwościowa lub czasowo-częstotliwościowa tych sygnałów [3, 13, 17].



Rys. 5 Po lewej - przebieg amplitudy sygnału EMG w funkcji czasu dla trzech elektrod (sygnał odczytywany z powierzchni przedramienia), Po prawej - przykładowe sygnał EMG w funkcji częstotliwości

Wpływ na wartość sygnałów EMG ma bardzo duża liczba czynników, zaczynając od parametrów biologicznych, poprzez wpływ aparatury, a kończąc na czynnikach zewnętrznych. Powoduje to, że przebieg sygnałów elektromiograficznych różni się przy każdym kolejnym badaniu. Jednakże można wyznaczyć z nich pewne determinanty.

Sygnał EMG dostarcza nam informacji o takich parametrach biologicznych jak siła całkowita wytwarzana przez mięsień, aktywacja określonego włókna mięśniowego, zmęczenie mięśni oraz ich stan biochemiczny [15].

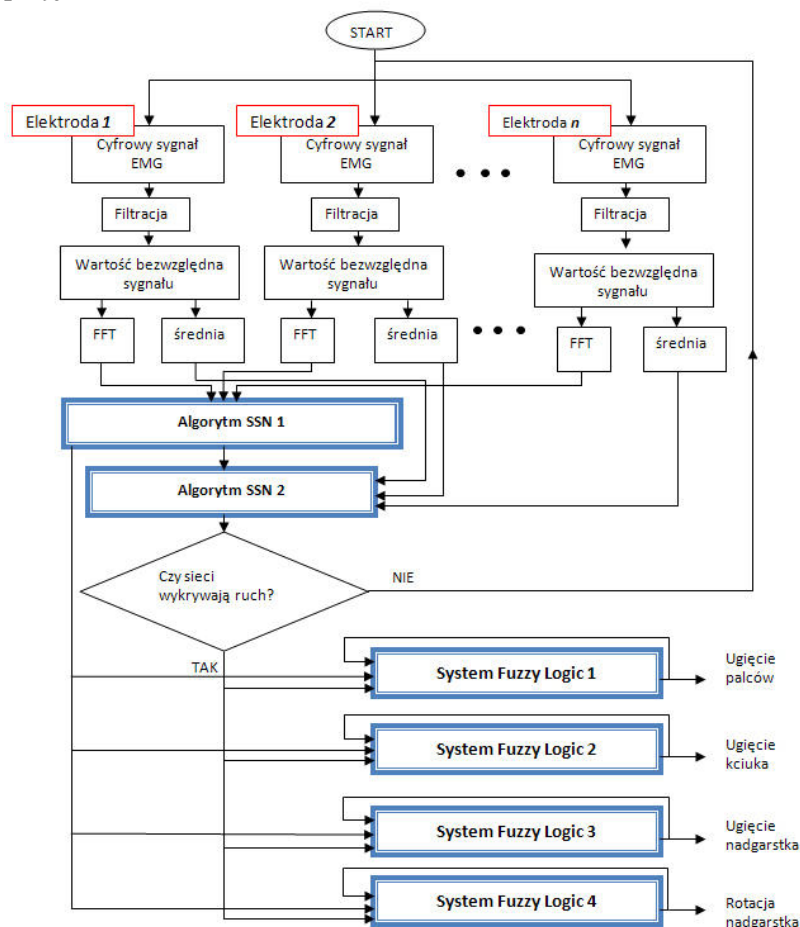
2. ALGORYTM STEROWANIA

2.1 Ogólny schemat algorytmu sterowania

Do skutecznego sterowania manipulatorami często potrzebny jest model matematyczny w postaci parametrycznej lub nieparametrycznej. Implementacja modelu parametrycznego do nieliniowego i niestacjonarnego systemu sterowania jest niezwykle trudna. Z tego powodu łatwiej jest posługiwać się modelem w postaci nieparametrycznej.

Opracowany algorytm sterowania jest kilkietapowy (Rys. 6). Sygnały trafiają do komputera z elektromiografu w postaci cyfrowej. Następuje odfiltrowanie składowej 50Hz oraz jej wielokrotności. Następnie sygnał jest filtrowany cyfrowo przy wykorzystaniu filtra dolnoprzepustowego. Testowane były różne sposoby filtracji, jeden z najlepszych rezultatów daje filtracja z użyciem falki *Symlets* 8 i wykorzystaniem uniwersalnego progu $\sqrt{2 \cdot \log(x)}$, ale żeby nie komplikować obliczeń często używany był zwykły filtr wielomianowy FIR. Po tym procesie obliczana jest wartość bezwzględna sygnału. Na jej podstawie wyznaczana jest wartość średnia i przeprowadzona jest 64 punktowa Szybka Transformata

Fouriera (FFT). Tak przetworzony sygnał w dziedzinie częstotliwości trafia następnie na pierwszą sztuczną sieć neuronową (SSN 1), gdzie następuje wyznaczenie określonych ruchów. Po tym zabiegu część sygnałów wychodzących z pierwszej sieci trafia na drugą sieć neuronową (SSN 2), na którą kierowane są również obliczone wcześniej wartości średnie sygnałów elektromiograficznych z poszczególnych elektrod. Wyjście z tej sieci jest kierowane w końcu na jeden z systemów bazujących na logice rozmytej, które to wytwarzają ostateczną decyzję przekazywaną do niskopoziomowego sterownika protezy. Cykl ten powtarza się z przyjętą częstotliwością rzędu 150-600 ms.



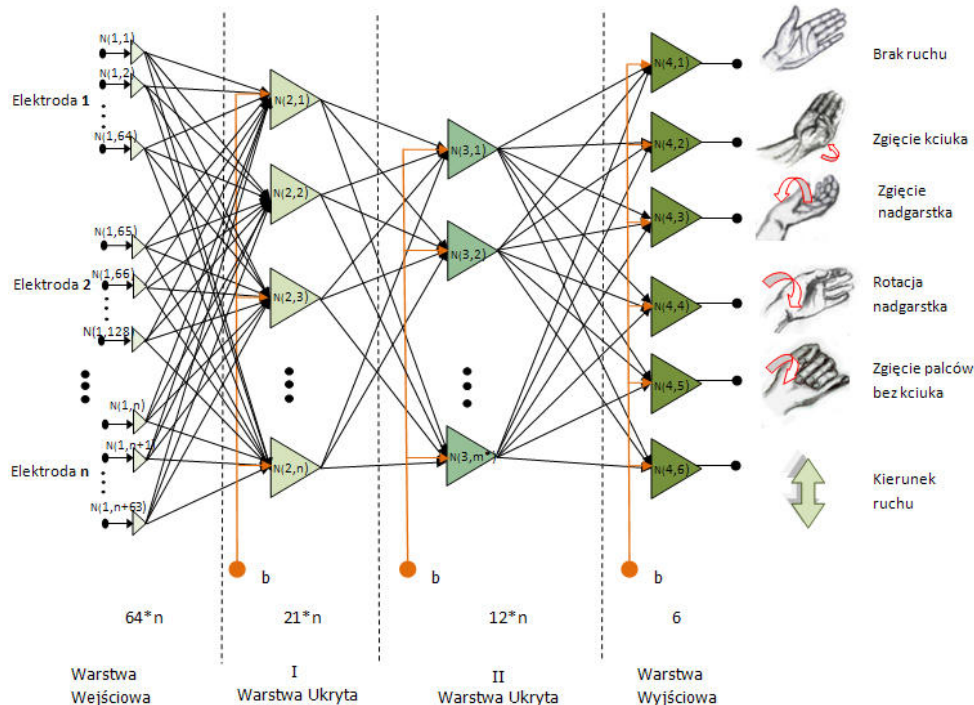
Rys. 6. Ogólny schemat blokowy opracowanego algorytmu sterowania

Być może wydawałoby się, że taka ilość jednostek przetwarzających informacje jest nadmiarowa, jednakże metoda ta dawała najlepsze rezultaty. Oprócz opisywanego algorytmu autor testował również połączone struktury sieci neuronowej, same systemy rozmyte oraz metodę ANFIS (Adaptive NeuroFuzzy Inference System). Nie były natomiast testowane inne rodzaje sieci neuronowych, które prawdopodobnie osiągnęłyby równie dobre wyniki.

2.2 Struktura sieci neuronowych i systemu logiki rozmytej

Zasadnicze obliczenia są przeprowadzane w sieciach neuronowych oraz systemach rozmytych. SSN wymagają każdorazowej kalibracji, w trakcie której w procesie nauki wyznaczają nowe współczynniki wag neuronów. Nauka przebiega w ten sposób, że pacjent powtarza obserwowane na ekranie ruchy ręki. Dla każdego ruchu proces nauki powtarzał się wielokrotnie (wykorzystywany był algorytm wstecznej propagacji błędów). Kalibracja ma na celu przystosowanie układu do nowego rodzaju urządzeń oraz uniezależnienie od wpływu położenia elektrod.

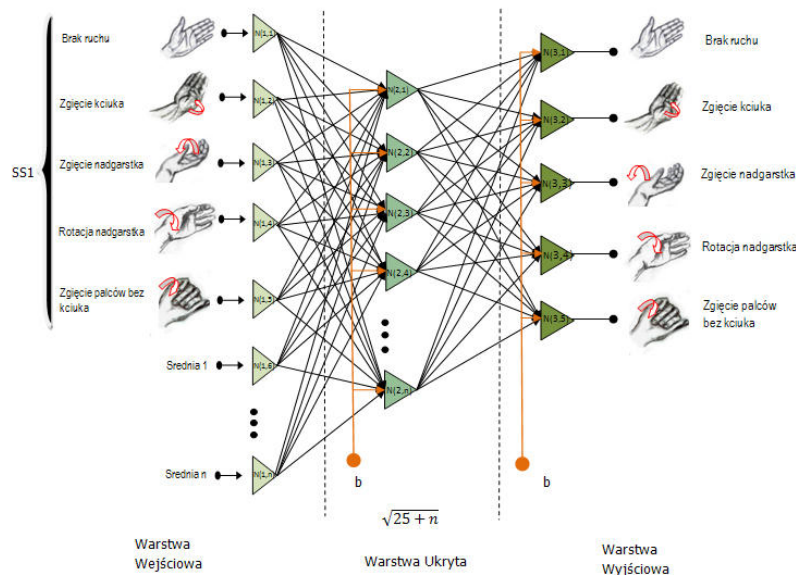
W pierwszej kolejności dane w formie częstotliwości z poszczególnych elektrod trafiają na pierwszą sieć neuronową, na której wyznaczane są poszczególne ruchy (Rys. 7).



Rys. 7. Struktura pierwszej sieci neuronowej. Na wejście sieci trafia informacja w dziedzinie częstotliwości

Jednakże informacja wytwarzana przez pierwszą sieć neuronową była zgodna w około 70% z intencją eksperymentatora. Z tego powodu informacje wyprodukowane przez pierwszą sieć neuronową trafiają na drugą sieć (Rys. 8) wraz z dodatkową informacją – wartością średnią z wartości bezwzględnej sygnałów.

Autor podjął również próby połączenia obu sieci, jednakże uzyskane rezultaty dla sieci działających oddzielnie były lepsze.



Rys. 8. Struktura drugiej sieci neuronowej. Na wejście sieci trafiają dane z pierwszej sieci neuronowej i wartość średnia bezwzględnej wartości każdego z sygnałów

Po wytworzeniu przez drugą sieć neuronową odpowiedzi dane trafiały następnie na bloki systemowe oparte o logikę rozmytą (Rys. 9). Na wejście każdego z systemów trafiają decyzje z drugiej sieci neuronowej, kierunek ruchu, wyznaczony przez pierwszą sieć oraz aktualna konfiguracja protezy (informacja o poprzednim ruchu). Sterowane są cztery różne pary złącz oddzielnie (zginanie nadgarstka, rotacja nadgarstka, zginanie kciuka, zginanie dwóch palców).



Rys. 9. Ogólna struktura każdego z systemów Fuzzy Logic

Dodatkowy blok decyzyjny był konieczny, ponieważ wygenerowany przez sieci ruch nie zawsze był prawidłowy. Największe problemy system miał z identyfikacją kierunku ruchu, z kolei identyfikacja aktywacji poszczególnych mięśni charakteryzowała się wysokim stopniem poprawności. W związku z zaistniałą sytuacją, aby zapobiec próbie osiągnięcia przez manipulator niedozwolonych konfiguracji zostały opracowane opisywane systemy sterowania rozmytego z właściwymi doń bazami reguł.

Przykłady warunków w bazie reguł dla systemu odpowiedzialnego za ugięcie palców:

- Jeżeli stan wynosi 3 & kierunek ruchu jest zaciskający na danym złączu To nie wykonuj ruchu

- Jeżeli stan wynosi 3 & kierunek ruchu to prostowanie To wyprostuj
- Jeżeli stan wynosi 1 & kierunek ruch jest zaciskający na danym złączu To wykonaj ruch o zadaną wartość

Zaprojektowany system sterowania rozmytego charakteryzował się trapezoidalnymi funkcjami przynależności. Zmienne x_1 oraz x_2 posiadały po 3 zbiory rozmyte, a zmienna *kierunek ruchu* x_3 – dwa. Defuzyfikacja została wdrożona w wykorzystaniem metody singletonów.

3 ZAKOŃCZENIE

Badania z wykorzystaniem opisywanego algorytmu zostały przeprowadzone na kilku zdrowych ochotnikach. W jednym z eksperymentów informacje do sterowania pozyskiwane były z przedramienia z wykorzystaniem 4 elektrod pomiarowych. W tym przypadku dokładność algorytmu dla 4 ruchów była bliska 90%. Największe problemy system miał z identyfikacją postury kciuka. Prawdopodobnie wynika to z tego, że duża część mięśni odpowiedzialnych za precyzyjne ruchy kciuka umieszczona jest bezpośrednio na dłoni.

Błędy były również spowodowane tym, że charakterystyka sygnałów EMG nie jest w pełni zgodna z intencjami pacjenta. Pacjenci chcący osiągnąć większą dokładność musieliby poświęcić znaczną ilość czasu na naukę relacji pomiędzy napięciem swoich mięśni a generowanym sygnałem [16].

Trudno jest porównywać przedstawione wyniki z rezultatami uzyskiwanymi przez innych badaczy, ponieważ poszczególne systemy sterowania różnią się od siebie znacznie. W niektórych publikacjach nie ma np. szczegółowych informacji na temat rozmieszczenia i ilości elektrod. Powszechnym faktem, który został zauważony jest to, że w zdecydowanej większości referatów autorzy przedstawiają wyniki odnoszące się jedynie do ruchu w jedną stronę. Nie ma natomiast informacji na temat, czy klasyfikatory są w stanie określić kierunek ruchu. Gdyby jednakże nie uwzględniać szczegółowo takich czynników jak np. ilości i rozmieszczenia elektrod, stanu pacjenta, kierunku ruchu i innych, należy stwierdzić, że dla tej samej ilości elektrod, uzyskana przez innych badaczy dokładność jest niekiedy większa od przedstawionej w tym referacie.

Sterowanie urządzeń z wykorzystaniem elektromiografii powierzchniowej jest nową techniką, która dopiero rozwija się. Na świecie są już produkowane protezy sterowane z wykorzystaniem sygnałów EMG, jednakże są one jeszcze bardzo proste. Posiadają zazwyczaj 2 DOF, odpowiadające za ruch nadgarstka i chwytaka [21]. Manipulatory tego typu sterowane są najczęściej prostymi algorytmami aktywacji progowej [7] (ruch wykonywany jest po osiągnięciu przez sygnał określonej amplitudy). Korzystając z bardziej wyrafinowanych metod można sterować protezy o znacznie większej liczbie stopni swobody [10, 21]. Zatem bardziej skomplikowane techniki, jak ta opisywana w tym artykule, dopiero czekają na wdrożenie.

Ze względu na złożoność modelu, który musi zostać wyznaczony do sterowania - wydaje się, że pójście w kierunku sieci neuronowych i logiki rozmytej jest dobrym pomysłem, ponieważ modele te potrafią dość dynamicznie dostosowywać swoje struktury i wartości parametrów.

Ostatnio pojawiły się nowe trendy w sterowaniu protez z użyciem sygnałów pobieranych bezpośrednio z wnętrza organizmu. Sygnały tego typu charakteryzują się nawet kilkakrotnie mniejszymi wartościami zakłóceń, a dzięki małym gabarytom mogą być umieszczone w konkretnym obszarze mięśni, co czyni sterowanie o wiele prostszym i dokładnym [5]. Jedną z tego typu technik, która rozwija się dość dynamicznie jest sterowanie z wykorzystaniem sygnałów ENG, czyli pobieranie sygnałów do sterowania bezpośrednio z nerwów odpowiedzialnych za aktywację konkretnych jednostek motorycznych. Metoda ta ma przewagę nad innymi, z tego powodu, że sygnały te bezpośrednio identyfikują działanie, jakie dana jednostka motoryczna powinna wykonać.

Z powodu tych nowych technik sterowanie z wykorzystaniem elektromiografii powierzchniowej nie przyjmie się zapewne na długo w protezycie, jednakże prawdopodobnie będzie bardzo intensywnie używane w innych działach robotyki, takich jak robotyka rehabilitacyjna czy sterowanie egzoszkieleatów.

LITERATURA

- [1] A. H. Arieta et al. *Development of a multi-DOF electromyography prosthetic system using the adaptive joint mechanism*. ABBI 2006 vol. 3 no. 2 s. 1–10.
- [2] *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna*. red. M. Nałęcza Warszawa, EXIT 2004.
- [3] E. A. Clancy, D. Farina, R. Merletti. *Cross-comparison of time and frequency domain methods for monitoring the myoelectric signal during a cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task*. Journal of Electromyography and Kin., vol. 15, s. 256-265.
- [4] P. Dario, M.C. Carrozza et al. *Design and Experiments on a Novel Biomechatronic Hand*. Springer Berlin/Heidelberg. ISSN 0170-8643 vol. 271/2001 s. 159-168.
- [5] P. Dario, C. Laschi et al. *Interfacing Neural and Artificial Systems: From Neuroengineering to Neurorobotics*. In: Handbook of Neural Engineering. red. M. Akay. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2007 s. 421- 431.
- [6] A. Gmerek. *Sterowanie złączem o jednym stopniu swobody za pomocą miopotencjałów*. In: Innowacyjne rozwiązania w obszarze automatyki, robotyki i pomiarów. Red. Janusz Kacprzyk ISBN 978-83-61278-06-1, Waw. 2009, s. 177-186.
- [7] A. Gmerek. *Strategie sterowania modelem protezy ręki z wykorzystaniem miopotencjałów*. Pomiar Automatyka Robotyka (PAR), nr. 10/2009, s. 45-47.
- [8] Huang et al. *Automatic EMG feature evaluation for controlling a prosthetic hand using supervised feature mining method: an intelligent approach*. Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation ICRA '03, 2003, 1, 220-225.
- [9] M. E. Johanson et al. *EMG investigation of the effects of peripheral feedback on goal-directed wrist movements*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 6, 1996, s. 13-21.
- [10] M. Khezri et al. *Neuro-Fuzzy Surface EMG Pattern Recognition For Multifunctional Hand Prosthesis Control*. Proc. IEEE Int. Symp. Industrial Electronics ISIE 2007, 2007, s. 269-274.

- [11] M. Khezri, M. Jahed. *A Novel Approach to Recognize Hand Movements Via sEMG Patterns*. Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007, 4907-4910.
- [12] K. Krysztoforski, A. Wołczowski, S. Busz. *Rozpoznawanie postury palców dłoni na podstawie sygnałów EMG*. In: Postępy Robotyki, Przemysłowe i medyczne systemy robotyczne. Red. K. Tchoń, Warszawa 2005, s. 213-220.
- [13] S. Kumar, Y. Narayan. *EMG spectral characteristics of spinal muscles during isometric axial rotation*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 9, 1999, s. 21-37.
- [14] M. Kurzyński, A. Wołczowski. *Control of dexterous hand via recognition of EMG signal using combination of decision-tree and sequential classifier*. In: Computer Recognition Systems 2. Red. M. Kurzyński, M. Woźniak. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag 2007, s. 687-694.
- [15] J. Martin et al. *Sensors, identification, and low level control of a flexible anthropomorphic robot hand*. International Journal of Humanoid Robotics 2004.
- [16] K. Masuda et al. *Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions*. Journal of Electromyography and K., vol. 9, 1999, s. 39-46.
- [17] C. M. Sommerich, S. M. B. Joines et al. *Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity*. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 10, 2000, s. 377-398.
- [18] A. Stein. *Myoelectric-control system for arm-hand prosthesis*. Elec. Letters, 1971, 7.
- [19] A. Wołczowski, P. Kowalewski. *Konstrukcja antropomorficznego chwytaka dla zręcznej bioprotezy dłoni*. In: Postępy Robotyki Przemysłowe i medyczne systemy robotyczne. Red. K. Tchoń, Warszawa 2005, s. 193-202.
- [20] A. Wołczowski, T. Suchodolski. *Sterowanie bioprotezą dłoni na poziomie interakcji człowiek-maszyna*. In: Prace Naukowe Elektronika z. 166 Red. K. Tchoń i C. Zieliński, Warszawa 2008, s. 389-398.
- [21] M. Zecca et al. *Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal*. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 30(4-6):459-485 (2002).
- [22] DELSYS. *Electromyography*, <http://www.delsys.com>
- [23] The i-LIMB hand prosthesis, <http://www.touchbionics.com>

An adaptative used surface electromyography controlling system of the hand prosthesis

An effective control of multi-DOF limb prosthesis is a difficult task, which require innovative approach to the problem. In high-tech limb prosthesis the electrical-nature biological signals are used for this task. Author experimented with EMG (electromyographic) signals, registered with a surface electromyography. In this paper for control a constructed artificial limb an algorithm based on Artificial Neural Networks (ANN) and Fuzzy Logic was proposed. In order to extract unique features of analyzed signals (needed for input of the net), they were expose to multi-level procedure of signal processing.