

Andrzej R. WOŁCZOWSKI*, Krzysztof KRYSZTOFORSKI**

EKSPERYMENTALNY UKŁAD STEROWANIA PROTEZĄ DŁONI Z WYKORZYSTANIEM MIOPOTENCJAŁÓW

W artykule przedstawiono wyniki prac dotyczących pomiaru miopotencjałów oraz ich wykorzystania do sterowania bioprotezą dłoni. Takie sterowanie łączy w sposób naturalny maszynę z żywym organizmem. Omówiono charakterystykę miopotencjałów, sposób ich detekcji oraz czynniki zakłócające pomiar. Podano przesłanki budowy toru wzmacniającego i formującego sygnały EMG oraz układu realizującego algorytm sterowania bioprotezą. Przedstawiony sposób pomiaru i analizy sygnałów biologicznych pochodzących z organizmu człowieka może znaleźć różnorodne zastosowania do sterowania ruchem maszyn, ich manipulacją i lokomocją.

1 WPROWADZENIE

Miopotencjały to potencjały elektryczne towarzyszące stanom aktywności mięśni [1, 3]. Człowiek może kierować działaniem swoich mięśni szkieletowych w sposób świadomy, zgodny ze swoją wolą, a więc pośrednio, może również zgodnie ze swoją wolą kierować przebiegami miopotencjałów [5-9].

Artykuł omawia wyniki prac nad wykorzystaniem miopotencjałów do sterowania protezą dłoni. Zbudowany model laboratoryjny bioprotezy obejmuje:

- wielokanałowy układ detekcji, wzmacnienia i transformacji sygnałów mioelektrycznych;
- mikroprocesorowy układ analizy tych sygnałów i sterowania protezą; oraz
- układ wykonawczy.

Układ wykonawczy ma postać mechanicznego chwytaka, o napędzie elektrycznym, pełniącego funkcję sztucznej dłoni [10]. Ponadto, proteza jest wyposażona w system sensorów wewnętrznych mierzących położenie (stopień rozwarcia) oraz siłę chwytu.

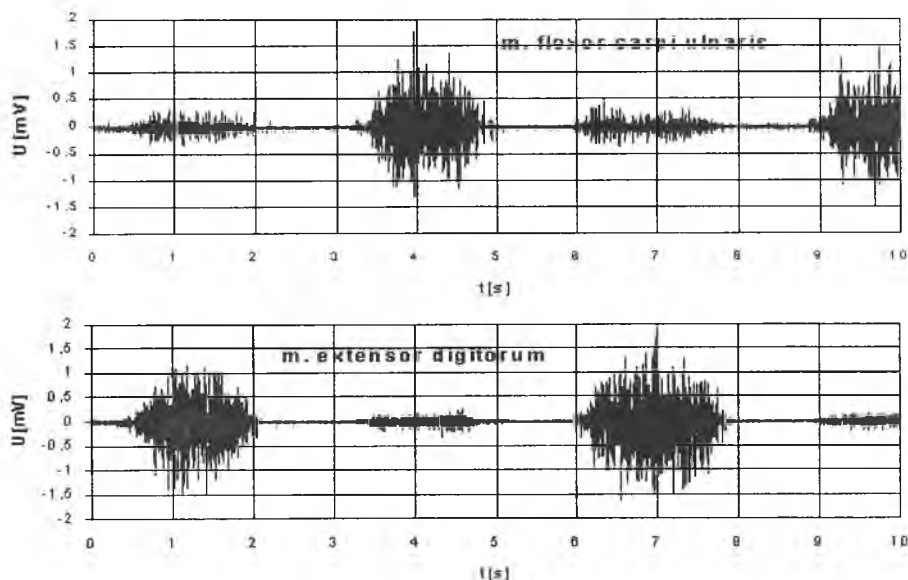
Przedstawione w pracy badania obejmują:

- analizę własności miopotencjałów i zjawisk towarzyszących ich detekcji oraz określenie przesłanek budowy poprawnego układu pomiarowego;
- analizę przetworzonych sygnałów i określenie algorytmu sterowania logicznego ruchem protezy;
- wyniki eksperymentów z modelem oraz analizę czynników wpływających na „zręczność” protezy.

*Instytut Cybernetyki Technicznej, wolcz@ict.pwr.wroc.pl, **Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, kris@exbio.ikem.pwr.wroc.pl; Politechnika Wrocławska, ul. Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław

2 PROBLEMY ZWIĄZANE Z POMIAREM MIOPOTENCJAŁÓW I KONSTRUKCJA TORU POMIAROWO-STERUJĄCEGO

Do eksperymentów ze sterowaniem ruchem protezy wybrano dwa mięśnie antagonistyczne przedramienia: (A) zginacz łokciowy nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris) oraz (B) prostownik palców (m. extensor digitorum). Eksperymenty przeprowadzono na osobniku zdrowym. Detekcję miopotencjałów realizowano metodą nieinwazyjną, przez skórę, za pomocą elektrod powierzchniowych umieszczonych nad wybranym mięśniem [2, 4]. Zarejestrowane przykładowe przebiegi sygnałów elektromiograficznych (EMG) przedstawia rys.1. Jak widać wartość skuteczna *rms* (root-mean-square) amplitudy obydwu sygnałów wyraźnie zależy od napięcia mięśni i waha się od 0 do 1,5 mV. Dodatkowe badania widma częstotliwości wykazały, że użyteczna energia obydwu sygnałów mieści się w paśmie od 0 do 500 Hz, przy czym przyjmuje najwyższe wartości w przedziale od 50 do 150 Hz.



Rysunek 1. Przykładowe przebiegi sygnałów EMG z mięśni flexor carpi ulnaris oraz extensor digitorum

Figure 1. Exemplary diagram of EMG signals of flexor carpi ulnaris and extensor digitorum muscles

W pierwszej fazie badań obserwowano i analizowano czynniki zakłócające pomiary sygnałów EMG. Na rys. 1 widać zjawisko „przesłuchu” mięśnia „A” podczas pobudzania mięśnia „B” i vice versa. Jest to efekt zarówno rzeczywistego przesłuchu (odbieranie przez elektrody pomiarowe mięśnia „A” przebiegów elektrycznych z pobudzanego aktualnie mięśnia „B”) jak i efekt mimowolnego, częściowego pobudzania mięśnia „A” przy zamiarze pobudzenia mięśnia „B”. Wynikający z opisanego zjawiska szum pomiarowy został uwzględniony w algorytmie sterowania bioprotezy.

Zaobserwowano cztery rodzaje zakłóceń sygnału elektromiograficznego:

- *szumy źródła* - związane z przesłuchem sygnałów od innych mięśni;
- *szumy detekcji* - związane ze zmianami powierzchni przylegania elektrod do skóry, występującymi tam reakcjami chemicznymi oraz ruchem kabla łączącego elektrody ze wzmacniaczem;
- *szumy własne toru pomiarowego* (spowodowane szumem elementów elektronicznych);
- *szumy otoczenia* - powodowane promieniowaniem elektromagnetycznym z takich źródeł jak nadajniki radiowe i TV oraz urządzenia energetyczne (częstotliwość 50 Hz).

Jak pokazały eksperymenty, dwa pierwsze rodzaje zakłóceń zależą istotnie od rodzaju i konfiguracji zastosowanych elektrod powierzchniowych, a także miejsca ich usytuowania względem badanego mięśnia. Najbardziej odpowiednie okazały się elektrody w konfiguracji różnicowej (para elektrod współpracujących ze wzmacniaczem różnicowym, z trzecią elektrodą odniesienia), ulokowane nad osią podłużną badanego mięśnia, w okolicy jego brzośca. Elektroda odniesienia była lokowana w miejscu neutralnym, w miarę odległym (np. na nadgarstku lub łokciu). Taka lokalizacja maksymalizuje wartość rejestrowanego sygnału użytecznego i zmniejsza wpływ mimowolnej aktywności innych mięśni oraz zakłóceń zewnętrznych (odległych).

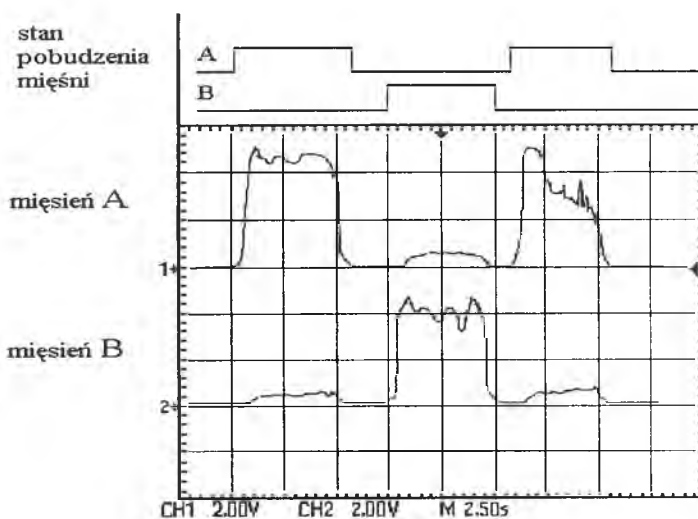
Natomiast zakłócenia wprowadzane przez kable łączące elektrody ze wzmacniaczem oraz przez zmiany powierzchni przylegania elektrod do skóry można istotnie ograniczyć przez zastosowanie dodatkowego przedwzmacniacza o dużej oporności wejściowej a małej wyjściowej, wydzielonego z zasadniczego toru wzmocnienia sygnału i usytuowanego blisko elektrod. W ten sposób pojawia się koncepcja „aktywnej” elektrody, czyli elektrody zintegrowanej z przedwzmacniaczem, dostarczającej sygnału wzmocnionego, odpornego na zakłócenia zewnętrzne.

Przedstawione spostrzeżenia wykorzystano przy projektowaniu toru pomiarowo-sterującego. Tor ten obejmuje dwa kanały pomiarowe, z których każdy zawiera:

- różnicowy wzmacniacz miopotencjałów o impedancji wejściowej rzędu $10^{12} \Omega$, wartości współczynnika CMRR $\geq 90\text{dB}$ i wzmocnieniu różnicowym sygnału $K=2000 \text{ V/V}$, oraz
- układ filtrująco-prostująco-całkujący (f-p-c), którego zadaniem jest wytworzenie sygnału proporcjonalnego do stanu pobudzenia mięśnia.

Układ f-p-c eliminuje z sygnału EMG pasmo $0-20 \text{ Hz}$. W tym paśmie pojawiają się zakłócenia związane z ruchem okablowania elektrod oraz efektem początkowego wzbudzenia włókien mięśniowych. Następnie, w wyniku operacji prostowania i całkowania otrzymujemy sygnał proporcjonalny do wartości skutecznej przebiegu wejściowego. Sygnał ten ma amplitudę maksymalną (dla maksymalnego napięcia mięśnia) około 5V , i nadaje się bezpośrednio do przetworzenia na postać cyfrową w przetworniku A/C mikroprocesora. Dodatkowo układ całkujący filtruje sygnał w górnym zakresie częstotliwości, usuwając mało użyteczne składowe sygnału o częstotliwości powyżej 500Hz .

Sygnały sterujące uzyskane przy wykorzystaniu zaprojektowanego toru przedstawia rys. 2. Do zapisu uzyskanych przebiegów wykorzystano dwukanałowy oscyloskop cyfrowy TDS 220 f-mey Tektronix.



Rysunek 2. Przykładowe przebiegi sygnałów na wyjściu toru pomiarowo-sterującego

Figure 2. Exemplary diagrams of signals on the output of the measurement-control circuit

3 INTERPRETACJA SYGNAŁÓW EMG I UKŁAD STEROWANIA LOGICZNEGO

W drugiej fazie badań prowadzono eksperymenty zmierzające do określenia założeń i reguł algorytmu sterowania.

Podstawowym zadaniem tego algorytmu jest interpretacja logiczna sygnałów dostarczanych z toru pomiarowego, mająca na celu rozpoznania zamiaru człowieka. Na podstawie analizy sygnałów (m. in. wielkości ich amplitudy), układ sterujący podejmuje decyzje sterujące ruchem protezy: kierunkiem ruchu (otwieranie/ zamykanie chwytu), jego prędkością oraz siłą. Ponieważ sygnały na wyjściu toru pomiarowego mają postać analogową, konieczna jest ich wcześniejsza konwersja w przetworniku A/C. Do realizacji układu sterowania wykorzystano mikrokontroler MC68HC11E2, firmy Motorola, wyposażony w szereg wewnętrznych układów peryferyjnych, m. in. w 8-kanalowy, 8-bitowy przetwornik A/C [11].

Amplitudy sygnałów na wyjściach toru pomiarowego reprezentują wartości skuteczne sygnałów mierzonych na mięśniach sterujących. Na rys. 2 można zaobserwować zakłócający wpływ mięśni antagonistycznych na przebiegi sterujące. Jednak wpływ ten nie jest duży i można go usunąć w algorytmie sterowania przez określenie progu pobudzenia. Widać również zaburzenia amplitudy (drugi impuls sygnału „A”), spowodowane chwilowymi zmianami kontaktu elektrod pomiarowych ze skórą.

Algorytm sterowania powinien zapewniać jednoznaczne rozpoznawanie decyzji człowieka w obecności zakłóceń oraz dodatkowo, ich dalszą interpretację w zależności od sytuacji, tak aby umożliwić elastyczne działanie protezy (np. silne chwytywanie ciężkiego przedmiotu, oraz ostrożne delikatnego). Rozpoznawanie takich sytuacji wymaga wyposażenia protezy w określone sensory. Ważne jest także, aby nowy użytkownik protezy mógł szybko nabyć umiejętność sterowania protezą, a sam proces sterowania nie powodował męczenia się zaangażowanych mięśni.

Ostatecznie przyjęto następujące założenia odnośnie sterowania:

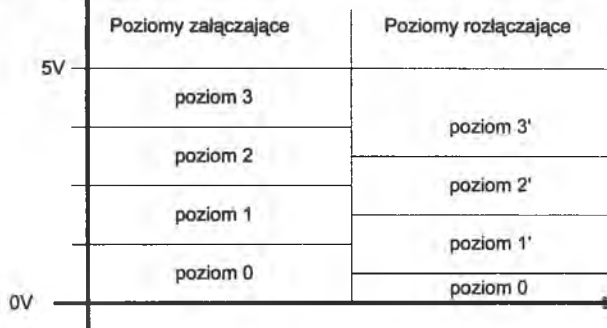
- ruchem otwierania chwytu protezy steruje sygnał z mięśnia prostownika palców (m. extensor digitorum), natomiast ruchem zamykania sygnał ze zginacza łokciowego nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris);
- kierunku ruchu decyduje sygnał, którego wartość skuteczna jako pierwsza przekroczyła ustalony poziom;
- aby uniknąć niestabilności, zmiana kierunku ruchu protezy może nastąpić dopiero po powrocie wywołującego ten ruch sygnału do poziomu zerowego;
- po osiągnięciu każdego z położeń krańcowych, ruch protezy powinien zostać przerwany przez jeden z czujników krańcowych,
- prędkość ruchu jest proporcjonalna do siły napięcia wywołującego ten ruch mięśnia (a więc do wartości skutecznej sygnału sterującego);
- sterowanie siłą chwytu jest realizowane w układzie sprzężenia zwrotnego, z wykorzystaniem pomiaru prądu pobieranego przez silnik.

Ze względu na autonomiczne zasilanie i wymaganą wysoką sprawność energetyczną protezy przyjęto, że sterowanie prędkością i kierunkiem obrotów silnika napędowego będzie realizowane impulsowo z wykorzystaniem modulacji PWM o zadawanym wypełnieniu i znaku sygnału.

Aby zapewnić wymaganą niezawodność sterowania w obecności niepewności pomiaru miopotencjałów, a także ograniczyć koszt jego realizacji, w algorytmie przyjęto 'jakościowy' charakter analizy mierzonych wielkości. Przedział wartości sygnału pobudzenia dla każdego mięśnia sterującego ruchem protezy podzielono na cztery podprzedziały, jak to pokazuje rys. 3, przy czym, sposób podziału określono dla każdego mięśnia indywidualnie.

Sygnały osiągnięcia skrajnych położeń chwytu, z natury zastosowanych czujników mają charakter logiczny. Natomiast przedział wartości prądu pobieranego przez silnik podzielono na dwa podprzedziały, ale także odrębnie dla kierunku zamykania i otwierania protezy.

Wartość skuteczna
amplitudy miopotencjałów



Rysunek 3. Poziomy pobudzenia dla sygnałów sterujących ruchem protezy.

Figure 3. Activations levels for prosthesis motion control signals.

Podobnie potraktowano wartości parametrów sterujących pracą silnika napędowego protezy. Dla określenia wypełnienia sygnału impulsowego, sterującego prędkością obrotów, przyjęto cztery wartości wyróżnione, natomiast znak określający kierunek obrotów, z natury rzeczy ma charakter logiczny.

Na podstawie przedstawionych założeń, wzorując się na koncepcji przedstawionej w pracy [10], określono graf sterujący. Graf ten ma charakter grafu automatu skończonego typu Moora i stanowi podstawę do opracowania programu mikrokontrolera. Krawędzie z grafu reprezentują sygnały wejściowe automatu sterującego, a wierzchołki q – stany wewnętrzne automatu. Z każdym stanem wewnętrznym jest związany sygnał wyjściowy y , pełniący rolę decyzji sterującej ruchem protezy.

Sygnał wejściowy automatu sterującego można przedstawić jako wektor o sześciu współrzędnych:

$$z = z(sz, so, iz, io, kz, ko), \quad (1)$$

gdzie: sz, so – wartość skuteczna sygnału, odpowiednio, z mięśnia sterującego ruchem zamykania oraz ruchem otwierania protezy;

iz, io – prąd silnika, odpowiednio, podczas ruchu zamykania oraz ruchu otwierania protezy;

kz, ko – stan wyłącznika krańcowego, sygnalizującego odpowiednio, skrajne zamknięcie oraz skrajne otwarcie protezy.

Podobnie, sygnał wyjściowy automatu jest wektorem o dwu współrzędnych:

$$y = y(v, s), \quad (2)$$

gdzie: v – wypełnienie sygnału sterującego silnik;

s – znak sygnału.

Zgodnie z przedstawionymi wyżej założeniami, współrzędne przedstawionych wektorów przyjmują swoje wartości z następujących zbiorów:

$$sz, so \in \{0, 1, 2, 3\}, \quad (3)$$

gdzie: liczby 0, 1, 2, 3, określają numer przedziału, w którym jest zawarta bieżąca wartość skuteczna mierzonego miopotencjału;

$$iz, io \in \{0, 1\}, \quad (4)$$

gdzie: liczby 0 i 1 określają odpowiednio przedział 'niski' oraz przedział 'wysoki' prądu silnika;

$$kz, ko \in \{0, 1\}, \quad (5)$$

gdzie: liczby 0 i 1 określają odpowiednio otwarcie oraz zamknięcie wyłącznika krańcowego;

$$v = \{0, 1, 2, 3\}, \quad (6)$$

gdzie: liczby 0, 1, 2, 3, określają wartość wypełnienia, odpowiednio, PWM = 0%, PWM = 40%, PWM = 60% i PWM = 80%;

$$s = \{0, 1\}, \quad (7)$$

gdzie: liczby 0 i 1 określają kierunek ruchu protezy, odpowiednio, otwieranie oraz zamykanie.

Przykładowo, sygnał $z = (2, 0, 1, 0, 0, 0)$ określa pobudzenie mięśnia sterującego zamykaniem na poziomie drugim (zamiar średnio szybkiego zamknięcia chwytu), wartość prądu z przedziału 'wysokiego' (chwytak napotkał podczas zamykania na opór) oraz 'otwarte' wyłączniki krańcowe (rozwarcie chwytu pomiędzy położeniami skrajnymi). W odpowiedzi na taki stan wejścia, automat powinien generować sygnał $y = (0, 1)$ określający wypełnienie PWM = 0% (zatrzymanie silnika po chwyceniu przedmiotu) oraz kierunek aktualnego 'ruchu', zamykanie.

Fragment grafu automatu sterującego został przedstawiony na rys. 4. Odpowiada on za proces sterowania zamykaniem protezy, natomiast proces otwierania jest do niego analogiczny, co przedstawiałoby się symetrycznym odbiciem tej części grafu. Stanom automatu przyporządkowano następujące sygnały wyjściowe:

$q_0 \leftrightarrow y = (0, 0)$ – (zerowy poziom napięć mięśni \leftrightarrow PWM=0%, $s=0$);

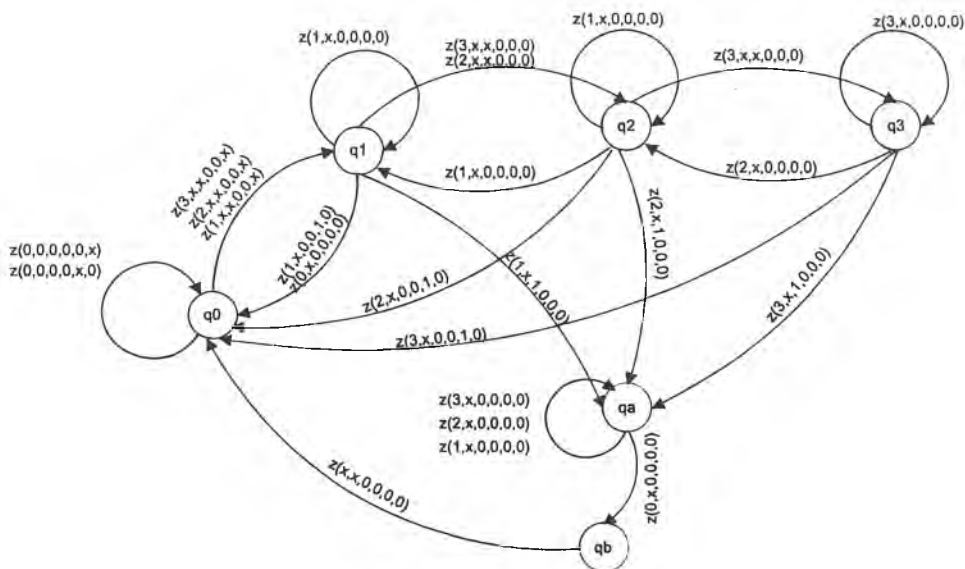
$q_1 \leftrightarrow y = (1, 1)$ – (pierwszy poziom napięcia zginacza łokciowego nadgarstka \leftrightarrow PWM=40% $s=1$);

$q_2 \leftrightarrow y = (2, 1)$ – (drugi poziom napięcia zginacza łokciowego nadgarstka \leftrightarrow PWM=60% $s=1$);

$q_3 \leftrightarrow y = (3, 1)$ – (trzeci poziom napięcia zginacza łokciowego nadgarstka \leftrightarrow PWM=80% $s=1$);

$q_a \leftrightarrow y = (0, 1)$ – (zatrzymanie protezy wywołane napotkaniem przedmiotu w uchwycie protezy);

$q_b \leftrightarrow y = (1, 1)$ – (dociśnięcie przedmiotu, przez krótkotrwały impuls zamykania protezy).



Rysunek 4. Część grafu sterowania odpowiedzialna za proces zamykania protezy

Figure 4. Control graph fragment describing gripper closing

4 PODSUMOWANIE

Niniejsza praca stanowi podsumowanie etapu badań dotyczących możliwości wykorzystania sygnałów elektrycznych powstających na powierzchni mięśni do sterowania biomanipulatorem, jakim jest proteza dłoni. Zasadniczym celem tych badań było poznanie natury zjawisk towarzyszących detekcji miosygnaliów oraz analiza czynników warunkujących poprawną interpretację zmierzonych sygnałów, a następnie wykorzystanie tej wiedzy przy budowie poprawnego toru pomiarowo-sterującego i do określenia optymalnego algorytmu sterowania ruchem protezy.

Z przeprowadzonych testów zbudowanego układu wynika, że duży wpływ na poprawność pomiaru mają elektrody stosowane w procesie zbierania sygnału, a przede wszystkim ich kontakt z skórą i stabilność procesów zachodzących w miejscu kontaktu. Na podstawie eksperymentów stwierdzono, że największą amplitudę mają zakłócenia o częstotliwości 50Hz, pochodzące od sieci energetycznej. W różnicowym układzie wzmacniacza miopotencjałów te zakłócenia się odejmują. Jednak przy niestabilnym kontakcie elektrod, może dojść do sytuacji, w której część zakłóceń przepropaguje się dalej i ulegnie wzmocnieniu.

Innym problemem jest pojawianie się zakłóceń pochodzących od mięśni antagonistów. W tym przypadku znaczną poprawę sterowania można uzyskać przez właściwe rozmieszczenie elektrod i progowanie sygnału, a także trening selektywnego pobudzania odpowiednich mięśni.

Odrębne zagadnienie stanowi wspomaganie działania systemu sterowania przez informację o sytuacji protezy, dostarczaną przez jej sensory. Autorzy zamierzają rozbudować obecną konstrukcję protezy wprowadzając czujniki obecności przedmiotu w chwycie oraz jego poślizgu, a także rozszerzyć odpowiednio algorytm sterowania, umożliwiając bardziej elastyczny dobór siły chwytu.

Przedstawione w pracy rozważania odnośnie możliwości wykorzystania miopotencjałów do sterowania biomanipulatorem prowadzą do wniosku, że (przy obecnym stanie zaawansowania technologii układów elektronicznych służących do wzmacniania i kształtowania sygnałów) proste sterowanie ruchem typu 'zamknij/ otwórz', jest zadaniem łatwym, choć wymagającym wiedzy o naturze zjawisk towarzyszących detekcji tych sygnałów. Natomiast sterowanie ruchem 'zręcznym' - np. jednocześnie delikatnym i szybkim lub adaptującym się do własności chwytanego przedmiotu - jest bardzo trudnym, ciągle nie rozwiązany problemem.

'Zręczne' działanie bioprotezy można osiągnąć:

- (a) Na drodze dogłębnej analizy informacji o stanie pobudzenia mięśni sterujących, reprezentowanej sygnałami EMG. Jednak takie podejście, poza dokładną analizą przebiegu sygnału EMG (np. na drodze analizy Fouriera), wymaga przede wszystkim współbieżnej analizy informacji z wielu mięśni.
- (b) Na drodze sterowania ruchem ze sprzężeniem zwrotnym, informującym centralny system nerwowy człowieka o bieżącym stanie protezy. (Biologiczne sterowanie dłonią opiera się na wielu łukach odruchowych realizujących np. stabilizacyjne sprzężenia zwrotne).
- (c) Na drodze wyposażenia systemu sterowania protezą w pewną formę 'inteligencji' polegającej na autonomicznym rozpoznawaniu sytuacji, w jakiej odbywa się ruch protezy i dopasowaniu do niej sposobu realizacji polecenia człowieka.

Przedstawione podejścia uzupełniają się wzajemnie. Badania autorów zmierzają tą trzecią drogą. Poza pomiarem i analizą wartości skutecznej sygnału EMG, zastosowano pomiar stanu rozwarcia i siły chwytu. Z przeprowadzonych rozważań wynika, że znaczną poprawę 'zręczności' można uzyskać stosując pomiar dotyku i poślizgu przedmiotu w chwycie, automatyczne rozpoznawanie kształtu i faktury powierzchni chwytanego przedmiotu, a także prędkości i przyspieszenia ruchu protezowanej kończyny. W tym kierunku zmierzają aktualne badania autorów.

LITERATURA

- [1] Będziński R., *Biomechanika Inżynierska, Zagadnienia Wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [2] Bottomley A. H., *Progres with the British Myo-Electric Hand*, External Control of Human Extremities, Proceeding, Belgrade 1967.
- [3] Dega W., *Ortopedia i Rehabilitacja*, Warszawa, PZWL, Tom I, 1983.
- [4] De Luca C. J., *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*, Journal of Applied Biomechanics, Vol. 13, No. 2, May 1997.
- [5] Kuno Y., Yagi T., Uchikawa Y., *Biological Interaction between Man and Machine*, Proc. of IROS'97.
- [6] Morecki A., *Manipulatory bioniczne*, PWN, Warszawa, 1976.
- [7] Morecki A., *Control aspects of artificial hand. IFAC Control Aspect of Biomedical Engineering*, Pergamon Press, 1987.
- [8] Morecki A., Knapczyk J. (red.), *Podstawy robotyki, Teoria i elementy manipulatorów i robotów*, WNT, Warszawa 1999.
- [9] Rutkowska-Kucharska A., *Potencjał czynnościowy mięśni w ruchach manipulacyjnych dowolnych*, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 1, No 3, Wrocław, 1999.
- [10] Wołczowski A., *Myo-Electric Control of Artificial Hand*, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 1, No 3, Wrocław, 1999.
- [11] *M68HC11 Reference manual*, Motorola Inc., 1991.

EXPERIMENTAL SYSTEM FOR CONTROL OF HUMAN HAND PROSTHESIS USING MYOPOTENTIALS

The paper presents results of research concerning the myopotential detection and use for control of artificial hand. Such bio-control integrates in natural way a machine with the leaving organism. The myopotential characteristics and the detection method as well as the factors that interfere in the detection process are discussed. The conceptions of the EMG signal measuring circuit and the bio-prosthesis control system are given.