

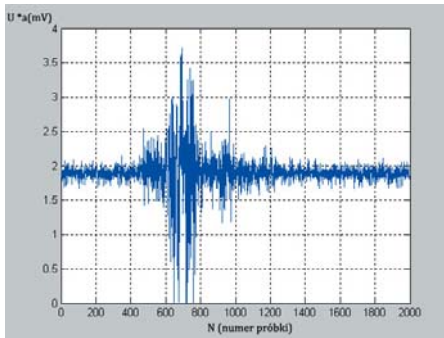
Strategie sterowania modelem protezy ręki z wykorzystaniem miopotencjałów

Artur Gmerek

W artykule przedstawiono wyniki badań nad sterowaniem protez układu ruchowego człowieka z wykorzystaniem miopotencjałów. Praca jest realizowana w Instytucie Automatyki Politechniki Łódzkiej.

Co to jest miopotencjał?

Miopotencjał jest to potencjał elektryczny, jaki powstaje na powierzchni i we wnętrzu komórek mięśniowych w czasie ich pobudzenia. Typowa wartość miopotencjału mieści się w granicach od 0,01 mV do nawet 100 mV. Stan spoczynku mięśnia charakteryzuje się tym, że jest on elektrycznie spolaryzowany, wykazując tzw. potencjał spoczynkowy. Gdy do błony cytoplazmatycznej komórek mięśniowych dotrze bodziec pochodzący

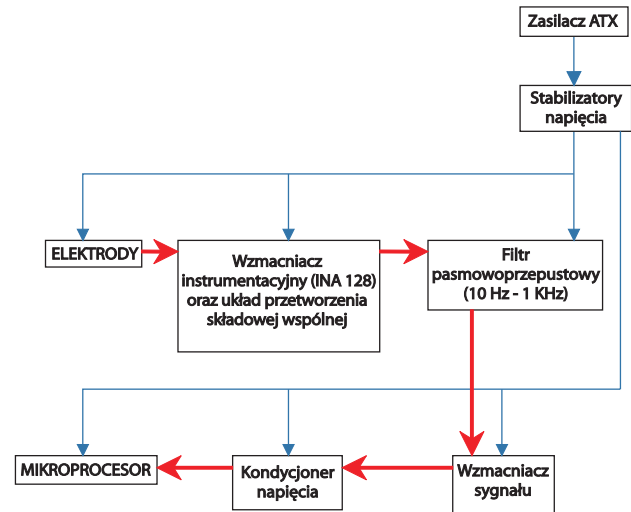


Rys. 1. Kształt sygnału elektromiograficznego odczytany z mięśnia najszerzego pleców

z układu nerwowego, następuje depolaryzacja błony komórkowej, co powoduje zwiększenie jej przepuszczalności dla jonów. Jony zaczynają migrować przez błonę, następstwem czego jest zwarcie elektryczne na błonie komórkowej i powstanie potencjału elektrycznego. Ta zmiana może być odbierana elektrodami umieszczonymi zarówno we wnętrzu, jak i na zewnątrz komórek mięśniowych. Miopotencjał ma postać szybkozmiennego sumu, narastającego podczas naprężenia mięśnia (rys. 1).

Aparat EMG

Urządzenia, które odczytują i rejestrują wartości miopotencjałów są nazywane elektromiografami lub aparatami EMG. Aparaty te to specyficzne układy wzmacniaczy i filtrów, za pośrednictwem których stosunkowo słabe sygnały mogą być odczytane z powierzchni skóry, następnie wzmacnione i poddane dalszej obróbce. Aby zarejestrować i przetworzyć te sygnały, wykonany zo-



Rys. 2. Schemat blokowy zbudowanego elektromiografu

stał prosty elektromiograf trójkanałowy (rys. 2), za pomocą którego można skutecznie sterować zbudowanym urządzeniem. Maksymalna amplituda sygnałów elektromiograficznych była rejestrowana w przedziale częstotliwości od 0,05 Hz do 200 Hz.

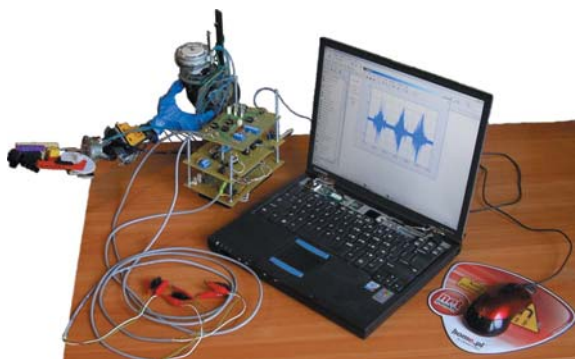
Stanowisko badawcze

W celu przetestowania różnych strategii sterowania z wykorzystaniem miopotencjałów zostało zestawione stanowisko laboratoryjne (rys. 3). W jego skład wchodzi cztery podstawowe części:

1. manipulator – uproszczona proteza ręki o trzech stopniach swobody (proteza ma zastąpić część ręki obejmującą staw łokciowy i poniżej)
2. sterownik napędów protezy, program sterujący został zapisany w procesorze ATmega8535
3. trójkanałowy elektromiograf podłączony do wejść analogowych mikroprocesora
4. komputer, który analizuje sygnały i pełni funkcję sterownika nadrzędnego, realizuje zaawansowane strategie sterowania, np. z użyciem modelu matematycznego.

Manipulator ma trzy stopnie swobody. Dwa z nich (ruch chwytaka oraz obrót w sztucznym stawie łokciowym) są sterowane za pomocą miopotencjałów, natomiast trzeci (odzwierciedlenie ruchu nadgarstka w płaszczyźnie pionowej) zmienia się automatycznie, tak aby zostało utrzymane poziome położenie chwytaka. Umożliwia to pacjentowi korzystającemu z protezy sprawne wykonywanie takich czynności, jak np. picie z kubka czy mycie zębów.

mgr inż. Artur Gmerek
– Instytut Automatyki Politechniki Łódzkiej



Rys. 3. Stanowisko laboratoryjne do testowania algorytmów sterowania

Proteza jest napędzana za pomocą dwóch silników krokowych oraz serwonapędu modelarskiego. Sterownik odpowiada za właściwą pracę tych urządzeń. W silnikach krokowych został zastosowany algorytm sterowania pełnokrokowy unipolarny, a serwonapęd modelarski jest sterowany z użyciem zmiennej fali PWM (*Pulse Width Modulation*).

Algorytmy sterowania

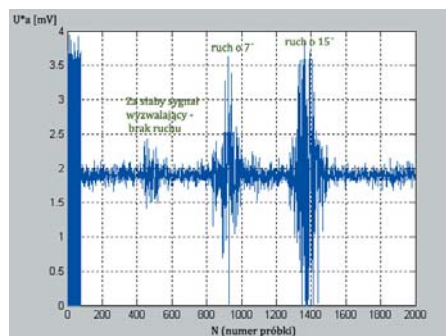
Możliwe są różne podejścia do sterowania z wykorzystaniem miopotencjałów. Amplituda sygnału bezpośrednio zależy od liczby zaangażowanych komórek, natomiast częstotliwość sygnału zależy od synchronizacji pobudzenia komórek. W zastosowanych algorytmach posługiwano się amplitudą sygnału. Liczba zaangażowanych komórek, mająca wpływ na amplitudę, jest uzależniona od innych parametrów fizycznych, które również należało uwzględnić.

Jeżeli rozważony zostanie mięsień (*biceps brachii*), którego sygnał elektromiograficzny zbierany jest z wykorzystaniem elektrod powierzchniowych, to sygnał ten w największym stopniu zależy od kilku czynników: aktualnego zgięcia ręki w stawie łokciowym, siły potrzebnej do utrzymania ciężaru w dłoni, zmęczenia mięśni, rozmieszczenia elektrod względem brzusca mięśniowego a także nastaw elektromiografu. We wszystkich pomiarach zadbano o to, by trzy ostatnie czynniki pozostawały stałe. Miopotencjał jest uzależniony od aktualnego kąta obrotu w stawie łokciowym ze względu na to, że im kąt jest mniejszy, tym z większej liczby komórek mięśniowych jest zbierany potencjał przez elektrody powierzchniowe.

Należy zwrócić także uwagę na charakterystykę przebiegu miopotencjału, którego amplituda gwałtownie narasta gdy błona komórkowa ulegnie depolaryzacji, po czym utrzymuje się przez kilka sekund i zaczyna gwałtownie maleć, nawet wtedy gdy komórka mięśniowa jest nadal pobudzana. Gdy pobudzenie nie ustąpi, to potencjał ustabilizuje się na pewnym poziomie, innym od potencjału spoczynkowego, w przeciwnym razie osiągnie wartość spoczynkową.

Najprostszy sposób sterowania, zwany sterowaniem dyskretnym trójstanowym, polega na odczycie wartości miopotencjału i obliczeniu jego modułu. Następnie wyznacza się wartość średnią lub skuteczną otrzymanego

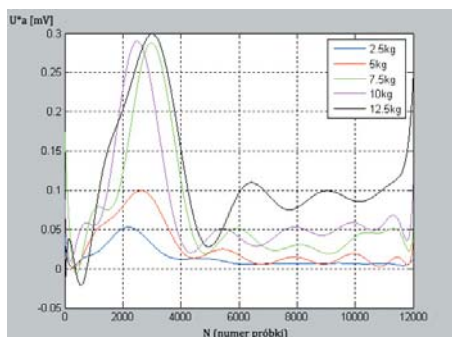
sygnału w przyjętym przedziale czasowym. W zależności od otrzymanej wartości następuje zgięcie lub wyprostowanie mechanizmu w stawie łokciowym. Tutaj posłużono się sygnałami z dwóch antagonistycznych mięśni – bicepsa i tricepsa. Zależnie od tego, jak mocno eksperymentator naprężył brzusiec mięśniowy, przyjęte zostały trzy stany bezpośrednio identyfikowane z poziomem wartości skutecznej miosygnału. Wartość miopotencjału w założonym okresie wskazywała, o jaki kąt miał nastąpić obrót (0° , 7° , 15°). Ze względu na to, że posłużono się sygnałami z mięśni antagonistycznych, ruch przywodzący w sztucznym stawie łokciowym był wykonywany na podstawie wysokiego poziomu sygnału z bicepsa i niskiego z tricepsa, natomiast odwodzący odwrotnie. Dodatkowo należało przyjąć różny czas zbierania próbek dla tych mięśni, ponieważ wysoka aktywność miopotencjału tricepsa jest kilkakrotnie krótsza od aktywności potencjału bicepsa. Gdy sygnał nie osiągnął poziomu progowego aktywacji, to żadna czynność nie była wykonywana. Eksperymentator mógł bardzo szybko nauczyć się sterować manipulatorem z użyciem tego typu algorytmu. Zastosowany algorytm pozostawiał wiele do życzenia, gdyż nie można było osiągnąć niektórych stanów i konieczne było wykonywanie wielu cykli naprężeń, by osiągnąć zadane położenie (rys. 4).



Rys. 4. Przykład reakcji algorytmu na różnego rodzaju sygnały przy sterowaniu impulsowym

Inny rodzaj sterowania, zwany sterowaniem wartością skuteczną, wiąże się ściśle z przebiegiem miopotencjału w funkcji kąta dla różnych sił generowanych przez brzusiec mięśniowy (rys. 5). Wykres został stworzony na podstawie pełnego ruchu ręki od wyprostu do zgięcia, w końcowym stadium przebiegu eksperymentator starał się zachowywać stały skurcz izometryczny, utrzymując przy tym kąt prosty w stawie łokciowym.

Sterowanie w tym przypadku polegało na tym, że mechanizm odpowiadający za ruch ustawiał odpowiedni kąt w zależności od wartości miopotencjału. Wartość ta była wyliczana w przyjętym przedziale czasowym, na podstawie obliczeń mechanizm wykonywał ruch o zadany kąt. Następnie pozostawał w tym stanie. Kąt, o jaki następował obrót, zależał nie tylko od wartości średniej miopotencjału za dany okres, ale także od jej późniejszej wartości w stanie izometrycznym. Miało to na celu wyzucie intencji użytkownika, czy chce zatrzymać ruch protezy na pewnym poziomie, czy też wykonać ruch powrotny. Sygnał powodujący ruch wsteczny odbywał się za pośrednictwem zmierzonego potencjału tricep-



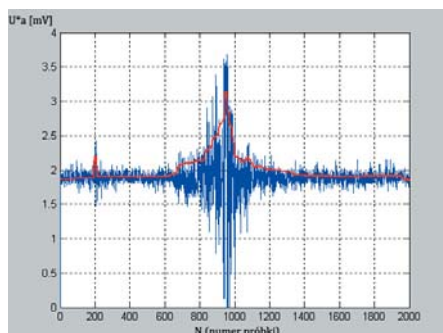
Rys. 5. Kształt miopotencjału dla ruchu ręki

sa i wielkości potencjału głównego mięśnia (bicepsa). Oczywiście można także w tych celach wykorzystywać inne mięśnie. W przeciwieństwie do pierwszego, z omawianych, sposobu zastosowany algorytm umożliwia osiągnięcie praktycznie każdego położenia, ale nauczanie się obsługi jest o wiele trudniejsze.

Kolejny, testowany na stanowisku, algorytm sterowania polega na wyznaczeniu modelu matematycznego mięśnia wiążącego kąt z wartością miopotencjału. Istnieją różne rozwiązania tego typu problemu. Część naukowców, ze względu na zmienność sygnału, posługuje się wyszukanyymi nowoczesnymi metodami takimi, jak sieci neuronowe czy struktury adaptacyjne.

W prezentowanym rozwiązaniu posłużono się innym podejściem – zbudowano model mięśnia off-line i na jego podstawie wykonywano pozostałe obliczenia. Model (stworzony w programie Matlab) wyznaczał aktualny kąt na podstawie wartości miopotencjału. W zależności od tej wartości były wysyłane odpowiednie rozkazy do sterownika manipulatora. Było to możliwe, ponieważ sygnał elektromiograficzny jest losowy stacjonarny w szerokim sensie, więc zgodnie z twierdzeniem Wolda może być przedstawiony jako suma dwóch składowych – deterministycznej $x_d(n)$ oraz czysto losowej, czyli $x_1(n)$: $x(n) = x_d(n) + x_1(n)$.

Aby wyznaczyć model matematyczny mięśnia wiążącego wartość miopotencjału z funkcją kąta obrotu, należało odfiltrować składową czysto losową i pozostawić składową deterministyczną. Sygnał był poddawany wieloetapowemu procesowi obróbki (ze względu na symetryczność był brany pod uwagę moduł sygnału). Następnie sygnał został odfiltrowany z użyciem transformaty falkowej, a po tym procesie uśredniony i aproksymowany (rys. 6).



Rys. 6. Przebieg uproszczonego sygnału miograficznego (czerwona linia)

Został wybrany model, który dobrze odwzorowywał sygnał i był jednocześnie niskiego rzędu – założenia takie spełniał model Box-Jenkinsa. Znaczne uproszczenie sygnałów, potrzebne do wyznaczenia formuły off-line spowodowało, że manipulator nie odwzorowywał dokładnie ruchów eksperymentatora, ale prace nad udoskonaleniem tej strategii sterowania ciągle trwają.



Rys. 7. Wykorzystanie miopotencjałów z trzech różnych mięśni do sterowania manipulatorem ręki

W zrealizowanym systemie przepływ sygnału wygląda w ten sposób, że mikroprocesor po odebraniu sygnału pochodzącego z elektromiografu i jego wstępnej obróbce wysyła go do komputera, ten przeprowadza niezbędne obliczenia, po czym odpowiada rozkazami do sterownika, w jaki sposób ten ma poruszać napędami protezy.

Podsumowanie

Sterowanie z wykorzystaniem miopotencjałów jest jeszcze ewoluującą dziedziną nauki. Główny problem wiąże się z dużą losowością tych słabych sygnałów. Przedstawione trzy podstawowe algorytmy sterowania z użyciem miopotencjałów nie wyczerpują całkowicie tej tematyki, bowiem istnieją także inne sposoby, bazujące na nowoczesnych algorytmach. Jednakże we współczesnych protezach układu ruchowego człowieka, korzystających z miopotencjałów, są stosowane algorytmy podobne do tych przedstawionych.

Bibliografia

1. De Luca, C.J.: *Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, p. 98–109, 2006.
2. De Luca, C.J.: *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*, 1997.
3. Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wrocław 2004.
4. [www.delsys.com] – materiały naukowe i dydaktyczne.
5. Zimmer A., Englot A. *Identyfikacja obiektów i sygnałów*, Kraków 2005. ■