

Rozpoznawanie ruchu palców na podstawie analizy elektromiogramu

Mariusz Sikora, Szczepan Paszkiel

Politechnika Opolska, Wydział Elektrotechniki, Automatyki i Informatyki, Katedra Inżynierii Biomedycznej, ul. Prószkowska 76, 45-758 Opole

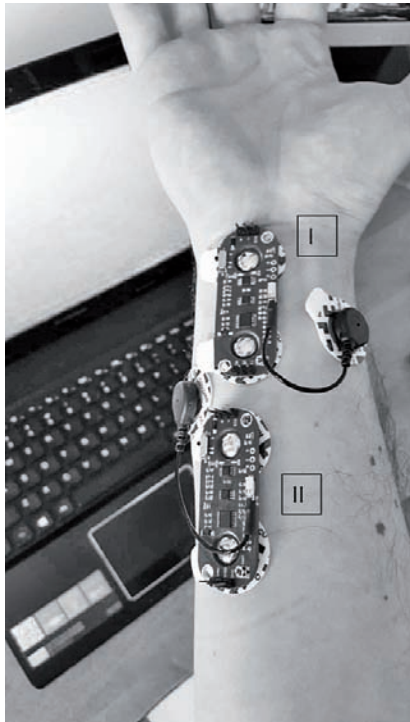
Streszczenie: W artykule przedstawiono informacje dotyczące systemu umożliwiającego rozpoznawanie ruchu palców na podstawie dwóch sygnałów elektromiograficznych (EMG). W chwili obecnej system pozwala rozróżnić czy wykonany był ruch palcem wskazującym, środkowym, serdecznym lub małym. W dalszej części artykułu prezentowane są wyniki działania systemu oraz możliwe kierunki rozwoju.

Słowa kluczowe: elektromiografia, filtr IIR, rozpoznawanie wzorców

1. Wprowadzenie

Obecnie w pracach naukowych zauważyć można niesłabnące zainteresowanie sygnałami EMG. Prowadzone badania mają na celu wykrywanie gestów wykonanych dłonią [1–3], pomoc sportowcom [4, 5], jak również wiele innych [6, 7]. Sygnał może być pobierany zarówno z powierzchni skóry, jak i z wnętrza mięśnia [8], a rejestrowana liczba sygnałów może być różna – od 1 do 16 i więcej [1, 9, 10].

W badaniach opisanych w artykule wykorzystano dwa sygnały EMG pobierane z powierzchni przedramienia, jak przedstawiono to na rys. 1. Ponieważ głównym założeniem dla opisywanego systemu jest rozpoznawanie ruchu poszczególnych palców, to elektrody czujników umieszczone zostały nad odpowiednimi mięśniami. Mięsień zginacz powierzchniowy palców znajduje się pod elektrodami czujnika oznaczonego symbolem I na rys. 1. Zgodnie ze wskazywanym przez nazwę zadaniem odpowiada on za zginanie palców. Ze zginaczem powierzchniowym palców współpracuje mięsień zginacz głęboki palców, który zlokalizowany jest pod czujnikiem oznaczonym symbolem II [11].



Rys. 1. Umiejscowienie elektrod na przedramieniu

Fig. 1. Electrodes location on the forearm

Po przeprowadzeniu analizy falkowej zarejestrowanych sygnałów stwierdzono, że zginanie poszczególnych palców daje różne widmo częstotliwościowe. Fakt ten wykorzystano do identyfikacji palca, którym ruch został wykonany. Widmo dla sygnałów EMG przedstawiono na rys. 2.

Każdym z palców wykonano cztery razy zgięcie i wyprostowanie. Patrząc od lewej strony widać widmo dla palców: małego, serdecznego, środkowego oraz wskazującego. Przedział częstotliwości, w którym widoczne jest widmo ruchu palców zaczyna się od około 4 Hz i rozciąga do około 512 Hz. W rejestrowanych sygnałach brak jest informacji o prostowaniu palców.

Między systemami opisanymi w literaturze [1–3, 9] oraz systemem, którego dotyczy niniejsza praca dostrzec można pewną różnicę odnośnie głównych założeń. Omawiany układ stworzony został w celu rozpoznawania ruchu pojedynczych palców – nie gestów wykonywanych dłonią. Przez gesty rozumie się tutaj odpowiednie ułożenie nadgarstka lub specyficzne ustawienie kilku palców. Autorzy wierzą, iż rozpoznawanie ruchu pojedynczych palców może być równie użyteczne jak gestów wykonywanych dłonią.

2. Platforma sprzętowa

Powstawanie sygnału EMG związane jest z potencjałem czynnościowym wywołanym w mięśniu przez impuls nerwowy. Amplitudy rejestrowanych sygnałów mierzone są w mikrowoltach i przyjmuje się, że mieszczą się w przedziale od 100 μ V do 5 mV [12]. W celu zmierzenia sygnałów o tak niskiej amplitudzie muszą one być w pierwszej kolejności wzmacnione [13]. Na potrzeby opisywanych badań wykorzystano dostępny komercyjnie interfejs EMG. Urządzenie MyoWare Muscle Sensor (rys. 3) bazuje na wzmacniaczu Analog Devices AD8648. Umieszcza się je na skórze za pomocą trzech żelowych elektrod samo-

Autor korespondujący:

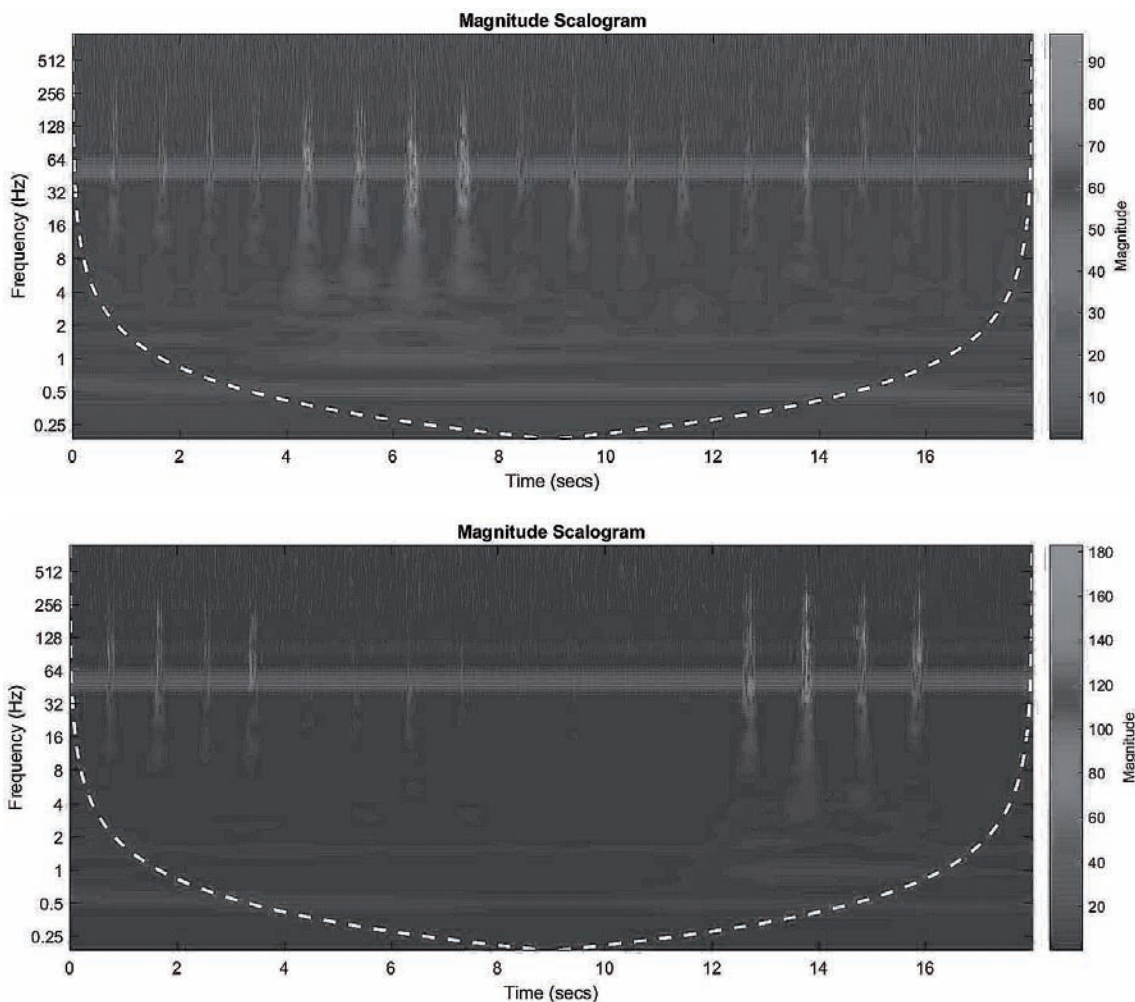
Szczepan Paszkiel, s.paszkiel@po.opole.pl

Artykuł recenzowany

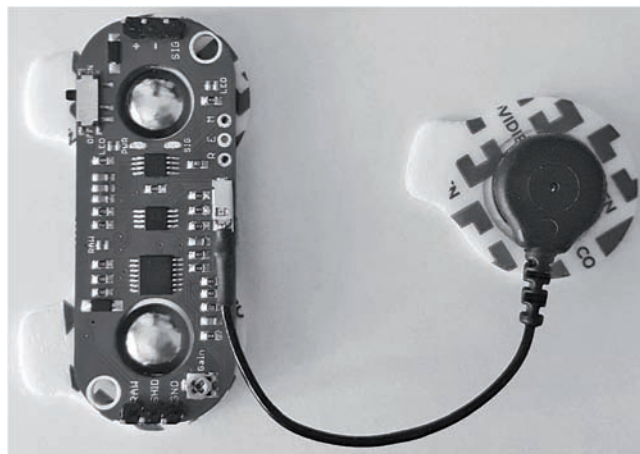
nadesłany 07.05.2018 r., przyjęty do druku 25.06.2018 r.



Zezwala się na korzystanie z artykułu na warunkach licencji Creative Commons Uznanie autorstwa 3.0



Rys. 2. Spektrum częstotliwości sygnałów EMG w trakcie ruchu palców
 Fig. 2. EMG signal frequency spectra during fingers movement

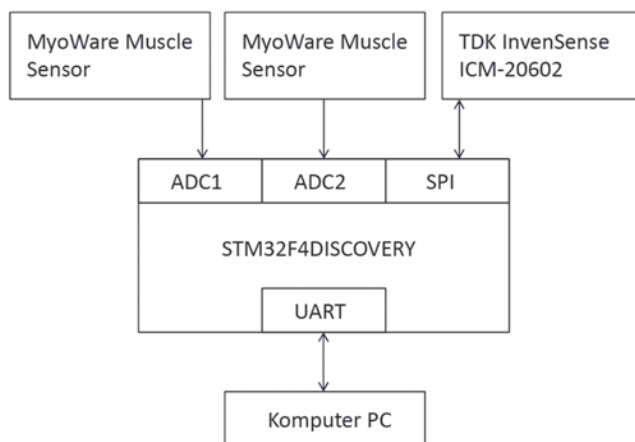


Rys. 3. Interfejs EMG MyoWare Muscle Sensor
 Fig. 3. MyoWare Muscle Sensor

przylepnych. Elektrody umieszczone na płytce drukowanej są elektrodami, między którymi wzmacniana i mierzona jest różnica potencjałów. Trzecia z elektrod jest elektrodą odniesienia. Dostępne są dwa wyjścia: RAW oraz SIG.

Na wyjściu SIG sygnał jest przetworzony oraz poddany całkowaniu, natomiast na wyjściu RAW otrzymujemy tylko wzmacniony sygnał EMG bez dodatkowego przetwarzania [14]. W opisywanym projekcie wykorzystane zostało wyjście RAW.

Dwa wzmacnione sygnały EMG przekazywane są do 12-bitowych przetworników analogowo-cyfrowych (ADC) znajdujących się w mikrokontrolerze STM32F407VG. Sygnały



Rys. 4. Schemat blokowy systemu
 Fig. 4. System block diagram

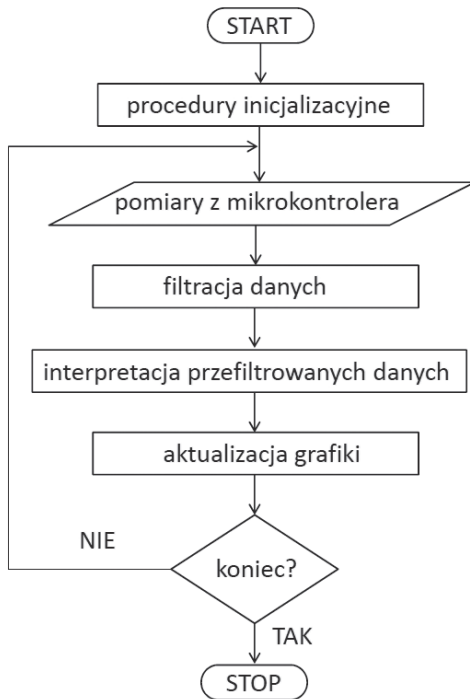
próbkiwane są z częstotliwością 2 kHz i zapisywane w buforze o pojemności 400 próbek. Transmisja poprzez interfejs szeregowy (UART) do komputera PC odbywa się co 0,1 s. Jednoczesna praca ADC oraz UART możliwa była dzięki wykorzystaniu wbudowanego w mikrokontroler układu bezpośredniego dostępu do pamięci (DMA).

Zgodnie ze schematem przedstawionym na rys. 4, układ pomiarowy zaopatrzony jest również w akcelerometr oraz żyroskop, które zintegrowane są w układzie ICM-20602. W pomiarach wykorzystywana jest tylko jedna oś żyroskopu. Pozwala to mierzyć prędkość kątową w zakresie $\pm 2000^\circ/\text{s}$. Wykorzystanie żyroskopu omówione zostało w sekcji 4.

3. Oprogramowanie

Dane przesłane z mikrokontrolera odbierane oraz przetwarzane są na komputerze PC. W tym celu przygotowana została aplikacja utworzona w języku Java. Aplikacja ta zapewnia również wizualizację danych w formie wykresów oraz możliwość archiwizacji danych w pliku tekstowym. Działa ona zgodnie z opracowanym algorytmem (rys. 5).

Procedury inicjalizacyjne obejmują m.in. przygotowanie grafiki, otrzymanie dostępu do portu COM oraz uruchomienie głównych wątków programu. Następnie program oczekiwania będzie na



Rys. 5. Algorytm działania aplikacji
Fig. 5. Application algorithm

przedziały częstotliwości dla filtrów pasmowoprzepustowych: 10–40 Hz, 60–90 Hz, 110–190 Hz. Wybór tych przedziałów częstotliwości powinien pozwolić na rozróżnienie palca, który został poruszony. Powinno być możliwe również zmniejszenie wpływu częstotliwości sieciowej 50 Hz oraz częstotliwości harmonicznych na wyniki pomiarów. Każdy z filtrów pracuje w osobnym wątku – w sumie jest ich sześć, ponieważ na każdy z sygnałów przypadają po 3 filtry.

Filtry zostały utworzone za pomocą oprogramowania MATLAB i przybornika Filter Designer jako filtry eliptyczne. Filtry eliptyczne są jednym z rodzajów filtrów IIR. Zostały one wybrane ze względu na to, że osiągają najniższy rząd przy tych samych parametrach w porównaniu do innych filtrów [16, 17]. Niski rząd filtra zmniejsza ilość obliczeń potrzebnych do przeprowadzenia filtracji. Algorytm obliczeń dla pojedynczego filtra opisać można schematem przedstawionym na rys. 6. Jako wejście podstawiane są kolejne wartości próbek sygnału EMG. Błocki oznaczone na rys. 6 nazwami „sekcja” realizują obliczenia zgodnie ze schematem (rys. 7).

Schemat przedstawiony na rys. 7 opisać można następującymi równaniami różnicowymi:

$$w(n) = x(n) - a_2w(n-1) - a_3w(n-2) \quad (1)$$

$$y(n) = b_1w(n) + b_2w(n-1) + b_3w(n-2) \quad (2)$$

Przedstawione równania zaimplementowane są w programie w postaci kodu języka Java. Problem wyznaczenia wartości poszczególnych wzmocnień oraz pozostałych wartości współczynników rozwiązany może być przy użyciu funkcji *ellip* w programie MATLAB. Na wyznaczenie wspomnianych wartości pozwoli również przybornik Filter Design. Za pomocą tego przybornika otrzymano filtry następujących rzędów: 10–40 Hz – rząd 18., 60–90 Hz – rząd 16., 110–190 Hz – rząd 20.

3.2. Interpretacja danych

Sygnał wyjściowy z każdego z sześciu filtrów sprawdzany jest pod kątem przekroczenia progu amplitudy co do jego wartości bezwzględnej. Jeśli próg amplitudy w którymś z sygnałów zostanie

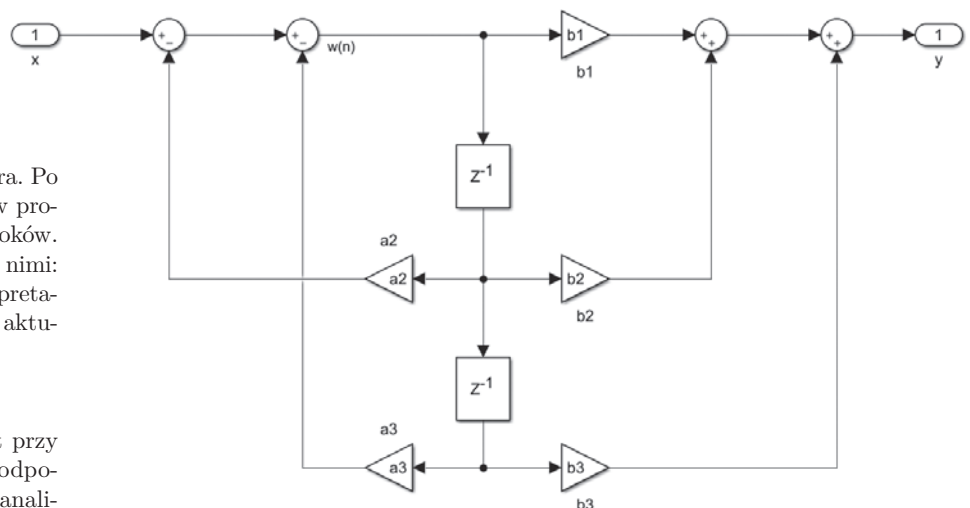


Rys. 6. Algorytm obliczeń dla filtra IIR rzędu 2N [15]
Fig. 6. Calculation algorithm for IIR filter 2N order [15]

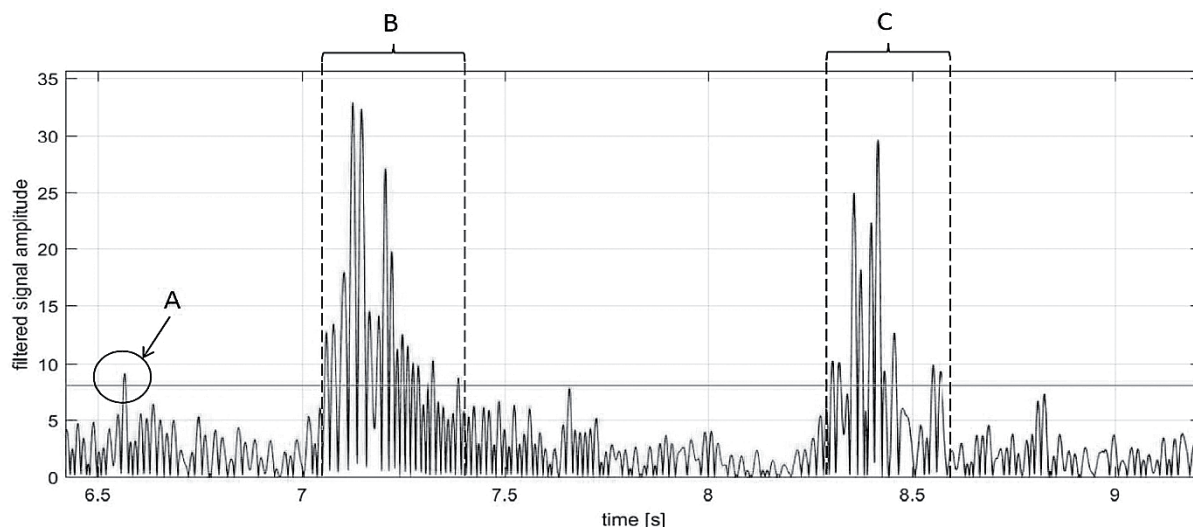
odebranie danych z mikrokontrolera. Po odebraniu określonej liczby bajtów program przechodzi do kolejnych kroków. Zgodnie z algorytmem (rys. 5) są nimi: filtracja odebranych danych, interpretacja przefiltrowanych danych oraz aktualizacja grafiki.

3.1. Filtracja danych

Filtracja danych prowadzona jest przy pomocy filtrów o nieskończonej odpowiedzi impulsowej (IIR). Po przeanalizowaniu wykresów przedstawionych we wstępie zaproponowano następujące



Rys. 7. Schemat obliczeń dla filtra IIR rzędu 2 [15]
Fig. 7. Calculation algorithm for IIR filter order 2 [15]



Rys. 8. Przykład sygnału EMG po przejściu przez filtr IIR 10–40 Hz
Fig. 8. EMG signal filtered by bandpass 10–40 Hz IIR filter

przekroczony to rozpoczyna się całkowanie, tj. sumowanie wartości bezwzględnych sygnału, w którym nastąpiło to przekroczenie. Jeśli przekroczenie progu odbywa się przez nieznaną liczbę próbek to uznaje się, że było to zakłócenie. Natomiast, jeśli próg amplitudy w przefiltrowanym sygnale przekroczony jest przez dostatecznie dużą liczbę próbek, oznacza się go jako istotny. Całkowanie prowadzi się aż do momentu, kiedy amplituda sygnału nie spadnie poniżej wartości progowej na dostatecznie dużą liczbę próbek. Po zakończeniu całkowania ustawiana jest flaga, która informuje funkcję zajmującą się interpretacją wyników o obecności nowych danych.

Na rys. 8 przedstawiono przykład sygnału EMG poddanego filtracji filtrem pasmowoprzepustowym 10–40 Hz. Czerwoną linią zaznaczono poziom progowej amplitudy. Symbolem A oznaczono krótkotrwałe przekroczenie amplitudy progowej, które potraktowane zostało jak zakłócenie. Symbolami B oraz C oznaczono przedziały czasu, w których sygnał był całkowany.

Funkcja interpretująca dane sprawdza, czy wartości całek dla wszystkich 6 filtrów odpowiadają jednemu z czterech wzorców: palca wskazującego, palca serdecznego, palca środkowego, palca małego. Wzorce te określone są w postaci przedziałów wartości. Przedziały te zostały utworzone na podstawie następującej procedury:

- wykonanie 20 ruchów każdym z palców,
- zapis wartości całek dla każdego z 6 filtrów,
- wybranie wartości min oraz max spośród zapisanych wartości.

Jeśli zarejestrowany sygnał nie odpowiada w 100% żadnemu ze wzorców, wybierany jest ten, do którego jest on najbardziej zbliżony.

W literaturze prezentowanych jest wiele sposobów, które pozwalają wyznaczyć charakterystyczne cechy sygnałów EMG. Metody te mogą działać zarówno w dziedzinie czasu, jak i w dziedzinie częstotliwości. W dziedzinie czasu mogą to być m.in. takie parametry jak:

- średnia z wartości bezwzględnej amplitudy sygnału w zadanym oknie czasowym,
- liczba zmian znaku wartości sygnału EMG,
- liczba zmian znaku pochodnej wartości sygnału EMG [1, 2].

Natomiast w dziedzinie częstotliwości opisano zastosowanie m.in.: analizy falkowej oraz dyskretnej transformaty Fouriera [10].

Zaprezentowane w niniejszej pracy podejście wykorzystujące filtry IIR w pewien sposób łączy zarówno analizę w dziedzinie czasu, jak i w dziedzinie częstotliwości. Otrzymane po filtracji sygnały są wprawdzie sygnałami w dziedzinie czasu, jednak mają ograniczone widmo częstotliwościowe.

4. Wyniki działania systemu

Wyniki działania opisywanego systemu zaprezentowane zostały w tabeli. Podczas testu ręka oparta była wygodnie na stole i wykonywane były jedynie ruchy pojedynczymi palcami, natomiast w jednym przypadku wszystkimi palcami jednocześnie.

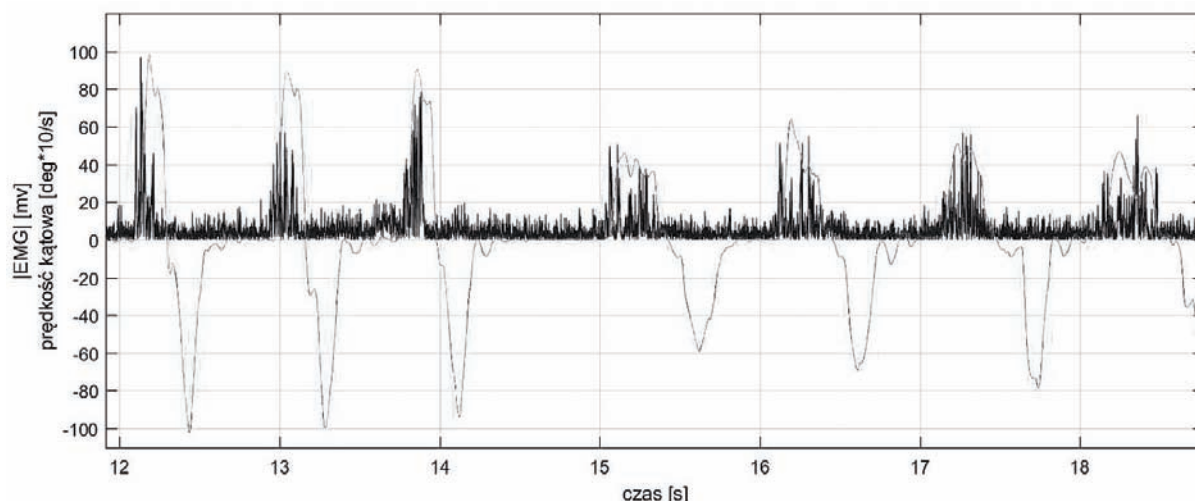
Tab. 1. Wyniki działania systemu
Tab. 1. System test results

Palec poruszony	Wynik				
	mały	serdeczny	środkowy	wskazujący	brak
mały	17	0	2	1	0
serdeczny	0	20	0	0	0
środkowy	0	0	17	0	3
wskazujący	4	0	0	16	0
wszystkie palce	4	3	2	11	0

Jak wynika z danych zaprezentowanych w tabeli 1 palce rozpoznawane są z dokładnością nie mniejszą niż 80% podczas wykonywania ruchu pojedynczym palcem. Podczas ruchu wszystkimi palcami jednocześnie otrzymano rezultaty błędne w 100%. Wynika to z faktu, iż oprogramowanie aktualnie ma zdefiniowane jedynie cztery wzorce, do których porównywany jest zarejestrowany i przefiltrowany sygnał EMG.

Na rysunku 9 przedstawiono wykres, na którym kolorem niebieskim zaznaczono wartość bezwzględną amplitudy sygnału EMG, natomiast kolorem czerwonym zmierzoną za pomocą żyroskopu prędkość kątową ruchu tego palca. Można zaobserwować tutaj zależność wiążącą max prędkość ruchu palca z max zarejestrowaną amplitudą sygnału EMG. Wykonane doświadczenie potwierdza istnienie pewnej zależności. W doświadczeniu wykonano 30 ruchów palcem serdecznym. Następnie, obliczono współczynnik korelacji wg Pearsona dla max wartości amplitudy sygnału EMG oraz max wartości prędkości kątowej palca. Otrzymano współczynnik korelacji $\rho = 0,7$.

Widoczne jest również, że amplituda sygnału EMG znacząco zwiększa się jeszcze przed rozpoczęciem ruchu palca.



Rys. 9. Porównanie amplitudy sygnału EMG oraz prędkości kątowej ruchu palca serdecznego
Fig. 9. Comparison of EMG signal amplitude and angular velocity of ring finger during the movement

Fakt ten ma swoje potwierdzenie w literaturze [12, 13], jest to tzw. opóźnienie elektromechaniczne. Brak jest informacji o ruchu powrotnym palca. Elektrody umieszczone są na powierzchni przedramienia w miejscach, w których rejestrują sygnały związane jedynie ze zginaniem palców.

5. Podsumowanie

Zaprezentowany system jest w stanie na podstawie dwóch sygnałów EMG rozróżnić ruch palca: wskazującego, środkowego, serdecznego lub małego z dokładnością około 80%. W dalszej części badań podjęte zostaną prace mające na celu zwiększenie dokładności, predykcję ruchu palców, uzupełnienie systemu o wykrywanie prostowania palców. System powinien zostać również sprawdzony na większej liczbie użytkowników. Ostatecznie, sygnały mogą zostać wykorzystane do sterowania, np. w interfejsach człowiek-maszyna (HMI).

Bibliografia

1. Akhmadeev K., Rampone E., Yu T., Aoustin Y., Le Carpentier E., *A testing system for a real-time gesture classification using surface EMG*, "IFAC-PapersOnLine", Vol. 50, Issue 1, July 2017, 11498–11503, DOI: 10.1016/j.ifacol.2017.08.1602.
2. Shi W., Lyu Z., Tang S., Chia T., Yang C., *A bionic hand controlled by hand gesture recognition based on surface EMG signals: A preliminary study*, "Biocybernetics and Biomedical Engineering", Vol. 38, Issue 1, 2018, 126–135, DOI: 10.1016/j.bbe.2017.11.001.
3. Lopes J., Simão M., Mendes N., Safeea M., Neto P., *Hand/arm gesture segmentation by motion using IMU and EMG sensing*, "Procedia Manufacturing", Vol. 11, 2017, 107–113, DOI: 10.1016/j.promfg.2017.07.158.
4. Svecova L., Vala D., *Using Electromyography for Improving of Training of Sport Shooting*, "IFAC-PapersOnLine", Vol. 49, Issue 25, 2016, 541–545, DOI: 10.1016/j.ifacol.2016.12.091.
5. Verikas A., Parker J., Bacauskiene M., Olsson M.C., *Exploring relations between EMG and biomechanical data recorded during a golf swing*, "Expert Systems with Applications", Vol. 88, 1 December 2017, 109–117, DOI: 10.1016/j.eswa.2017.06.041.
6. Barth B., Mayer K., Strehl U., Andreas J. Fallgatter A.J., Ehlis A., *EMG biofeedback training in adult attention-deficit/hyperactivity disorder: An active (control) training?*, "Behavioural Brain Research", Vol. 329, 30 June 2017, 58–66, DOI: 10.1016/j.bbr.2017.04.021.
7. Ganesan Y., Gobe S., Durairajah V., *Development of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation with Feedback from EMG and IMU Sensor*, "Procedia Computer Science", Vol. 76, 2015, 53–59, DOI: 10.1016/j.procs.2015.12.275.
8. Kamavuako E.N., Scheme E.J., Englehart K.B., *Combined surface and intramuscular EMG for improved real-time myoelectric control performance*, "Biomedical Signal Processing and Control", Vol. 10, March 2014, 102–107, DOI: 10.1016/j.bspc.2014.01.007.
9. Tavakoli M., Benussi C., Lourenco J.L., *Single channel surface EMG control of advanced prosthetic hands: A simple low cost and efficient approach*, "Expert Systems with Applications", Vol. 79, 15 August 2017, 322–332, DOI: 10.1016/j.eswa.2017.03.012.
10. Khushaba R.N., Al-Timemy A., Kodagoda S., Nazarpour K., *Combined influence of forearm orientation and muscular contraction on EMG pattern recognition*, "Expert Systems with Applications", Vol. 61, 1 November 2016, 154–161, DOI: 10.1016/j.eswa.2016.05.031.
11. Abrahams P., *Atlas anatomiczny*, Świat Książki, 2014.
12. Bober T., Zawadzki J., *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wydawnictwo BK, 2003.
13. Błaszczyk J. W., *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004.
14. MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001) Datasheet, Advancer Technologies, 2015–2016.
15. www.mathworks.com/help/dsp/ref/biquadfilter.html, dostęp 03.05.2018.
16. eceweb1.rutgers.edu/~orfanidi/ece521/notes.pdf, dostęp 03.05.2018.
17. Walczak J., Lewandowski M., *Porównawcza metoda oceny zniekształceń procesu filtracji cyfrowej sygnałów niestacjonarnych*, XXVIII IC SPETO, Ustroń, Maj 2005, Vol. II, 375–378.

Recognition of Finger Movement Based on Electromyogram Analysis

Abstract: This paper discusses the system that allows to recognition of fingers movement based on a electromyogram (EMG). At the moment it can distinguish between the movement of pinky finger, ring finger, middle finger and index finger. The article presents the results of research on the effectiveness of the system as well as further development possibilities.

Keywords: electromyography, IIR filter, pattern recognition

//////

dr inż. Szczepan Paszkiel

s.paszkiel@po.opole.pl

Pracuje na stanowisku adiunkta w Katedrze Inżynierii Biomedycznej Wydziału Elektrotechniki, Automatyki i Informatyki Politechniki Opolskiej. Absolwent kierunku Informatyka oraz Zarządzanie i inżynieria produkcji na Politechnice Opolskiej. Stypendysta oraz laureat wielu konkursów dla młodych naukowców. Prowadzi badania naukowe w zakresie przetwarzania sygnału EEG. Autor oraz współautor kilkuset publikacji naukowych.



mgr inż. Mariusz Sikora

mariusz.g.s@gmail.com

Absolwent Wydziału Przyrodniczo-Technicznego Uniwersytetu Opolskiego oraz Wydziału Elektrotechniki, Automatyki i Informatyki Politechniki Opolskiej. Obecnie słuchacz studiów doktoranckich na Politechnice Opolskiej. Główne zainteresowania dotyczą sygnałów biomedycznych oraz zagadnień związanych z programowaniem mikrokontrolerów.

