

**Agata NAWROCKA**, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Automatykacji Procesów, Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica, Kraków

**Tomasz MOSZKOWSKI, Paweł SZEFER**, Międzywydziałowa Szkoła Inżynierii Biomedycznej, Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica, Kraków

## MOŻLIWOŚCI WYKORZYSTANIA SYGNAŁU EMG DO STEROWANIA

Streszczenie. Celem przeprowadzonych badań było wykazanie użyteczności sygnału EMG (elektromiograficznego) w teorii sterowania. Przeprowadzono badanie stwierdzające powiązanie pomiędzy aktywnością elektryczną mięśni (*biceps i triceps brachii*) a siłą mięśniową w warunkach statycznych. Opracowano algorytm obróbki danych elektromiograficznych. Wykazano liniową zależność pomiędzy omawianymi wielkościami fizycznymi jednocześnie potwierdzając użyteczność sygnału EMG jako sygnału sterującego. Jednakże zaleca się poszerzenie przeprowadzonych badań o badania dynamiczne skurczu mięśnia.

### 1. WSTĘP

Wykorzystanie sygnałów biologicznych w systemach sterowania w sprzęcie medycznym jest nowym i rozwijającym się zagadnieniem badawczym. Spodziewa się, że ze względu na potrzeby organizmu ludzkiego urządzenia sterowane biosygnalami będą wydajne i efektywne. W przypadku sprzętu rehabilitacyjnego naturalnym wydaje się użycie sygnałów powiązanych z samym ruchem jak i z jego sterowaniem, takich jak sygnał pochodzący z mięśni (elektromiograficzny, EMG). Pozwoliłoby to na usprawnienie procesu rehabilitacji pacjentów z niedowładami kończyny górnej wynikłych po udarze, takich jak spastyczność, ponieważ sygnał EMG jest wrażliwy na tego typu patologie [1]. Celem badania było zaklasyfikowanie sygnału sEMG (surficial electyromyogram) jako zdatnego i wygodnego do sterowania urządzeniami rehabilitacyjnymi.

### 2. BADANIA I UŻYTE METODY

Poniżej przedstawiono istotę przeprowadzonych badań, opisano charakter sygnału badanego oraz przedstawiono szczegóły postępowania badawczego.

#### 2.1. Charakterystyka sygnału sEMG

Mięśnie szkieletowe zbudowane są z tkanki mięśniowej poprzecznie prążkowanej. Komórki tej tkanki (miocyty) składają się z substancji zwanej sarkoplazmą oraz z włókien – miofibrili. Każdą miofibrylę tworzą liczne białka (miozyna, aktyna, tropomiozyna) zgrupowane w struktury zwane sarkomerami, stanowiącymi podstawową jednostkę skurczową mięśnia. Średnio 10 myocytów, w zależności od funkcji mięśnia, wraz z jedną

komórką nerwową tworzą jednostkę motoryczną. Skurcz mięśnia zachodzi na skutek depolaryzacji błony miocytowej wyindukowanej przez obecność impulsu nerwowego [2]. Te impulsy mogą zostać zmierzone i są podstawą elektromiografii, która charakteryzuje elektryczną aktywność mięśniową. Powierzchniowe EMG (sEMG) jest to metoda zbiorczego pomiaru sygnałów z wielu jednostek motorycznych, wydobywających się na powierzchnię skóry. Metoda ta jest nieinwazyjna i łatwa do przeprowadzenia, jednakże amplitudy sygnałów są bardzo niskie (od 0,05 do 10000  $\mu\text{V}$ ) [3]. Sygnały te mają charakter stochastyczny, ich częstotliwość waha się między 3 a 500 Hz. Amplituda jest zależna od ilości jednostek motorycznych biorących udział w skurczu.

## 2.2. Schemat eksperymentu

Obiektem eksperymentu był mięsień dwugłowy oraz trójgłowy ramienia (m. biceps brachii, m. triceps brachii). Badanie składało się z następujących czynności:

1. Przygotowanie sprzętu pomiarowego i obiektu,
2. Pomiar aktywności mięśniowej dla maksymalnego dowolnego skurczu (MVC),
3. Pomiar aktywności mięśniowej bicepsu podczas skurczu izometrycznego ze zmiennym obciążeniem (0 do 8,05 kg),
4. Pomiar aktywności mięśniowej tricepsu podczas skurczu izometrycznego ze zmiennym obciążeniem (0 do 5,55 kg),
5. Pomiar skurczu izotonicznego przy stałym obciążeniu i zmianie kąta w stawie łokciowym od 0 do 120 stopni względem wyprostu.

Maksymalny dowolny skurcz (MVC) jest zdefiniowany jako najwyższa osiągalna w sygnale amplituda, dla forsownego skurczu mięśnia. Przy pomocy MVC dokonano normalizacji dalszych pomiarów. Pomiar pod wpływem zmiennego obciążenia przeprowadzono, aby określić zależność pomiędzy elektryczną aktywnością mięśniową a siłą generowaną przez mięsień. Opis tej zależności jest niezbędny do celów sterowania.

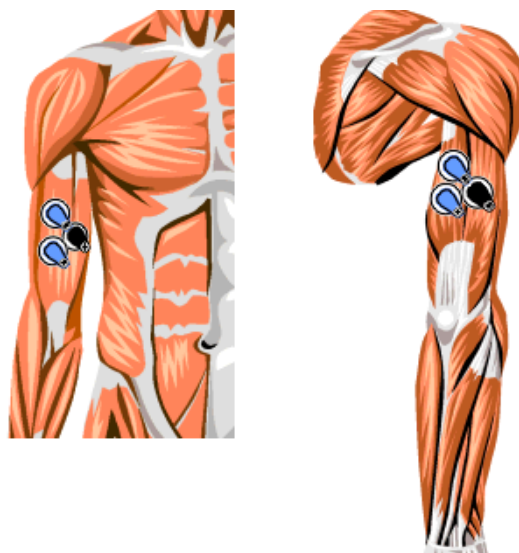
## 2.2. Użyty sprzęt

Na cele eksperymentu użyto sprzęt ME6000 Muscle Tester firmy Biomation do akwizycji sygnału elektromiograficznego. Podczas całego eksperymentu zachowano częstotliwość próbkowania równą 1 kHz przy dwukanałowym trybie pozyskiwania danych, pomiar różnicowy. Każdy kanał składał się z dwóch elektrod aktywnych i jednej elektrody odniesienia, wykonanych z chlorku srebra.

## 2.2. Przygotowanie obiektu badania oraz umiejscowienie elektrod

Przed umieszczeniem elektrod na powierzchni skóry okrywającej badane mięśnie należało ją odpowiednio przygotować. Została ona przeczyszczona 70% alkoholem etylowym, a następnie przy pomocy gąbki pumeksowej usunięto wierzchnią warstwę naskórka. Te czynności zostały wykonane w celu polepszenia impedancji elektrycznej skóry.

Elektrody przytwierdzono do prawego ramienia osoby badanej. W przypadku badania mięśnia dwugłowego elektrody aktywne przytwierdzono nad głową długą (caput longum), natomiast elektroda referencyjna znajdowała się pomiędzy krótką i długą głową bicepsu. Dla mięśnia trójgłowego, elektrody aktywne umieszczono również nad głową długą, natomiast elektrodę odniesienia – nad głową boczną. Elektrody zostały umieszczone zgodnie z zaleceniami producenta sprzętu (rysunek 1).



Rys. 1. Rozmieszczenie elektrod. Z lewej: m. biceps brachii, z prawej: m. triceps brachii (źródło: dokumentacja firmy Biomation)

## 2.2. Pomiar maksymalnego skurczu dowolnego

Dokonano pomiaru amplitudy sygnału podczas maksymalnego skurczu dowolnego, którego wyniki posłużyły w dalszej części eksperymentu do normalizacji i ujednoczenia przyszłych pomiarów. W przypadku obu rozpatrywanych mięśni ustawiono osobę badaną tak, aby zmaksymalizować ich pracę. W przypadku bicepsu oznaczało to oparcie łokcia o przyśrodkową część kolana podczas siedzenia na krześle, zachowując kąt prostu w stawie łokciowym, natomiast dla tricepsu zachowano pozycję stojącą z pełnym wyprostem ręki do tyłu. Te pozycje zachowano również w dalszych etapach badania.

## 2.2. Skurcz izometryczny bicepsu i tricepsu przy zmiennym obciążeniu

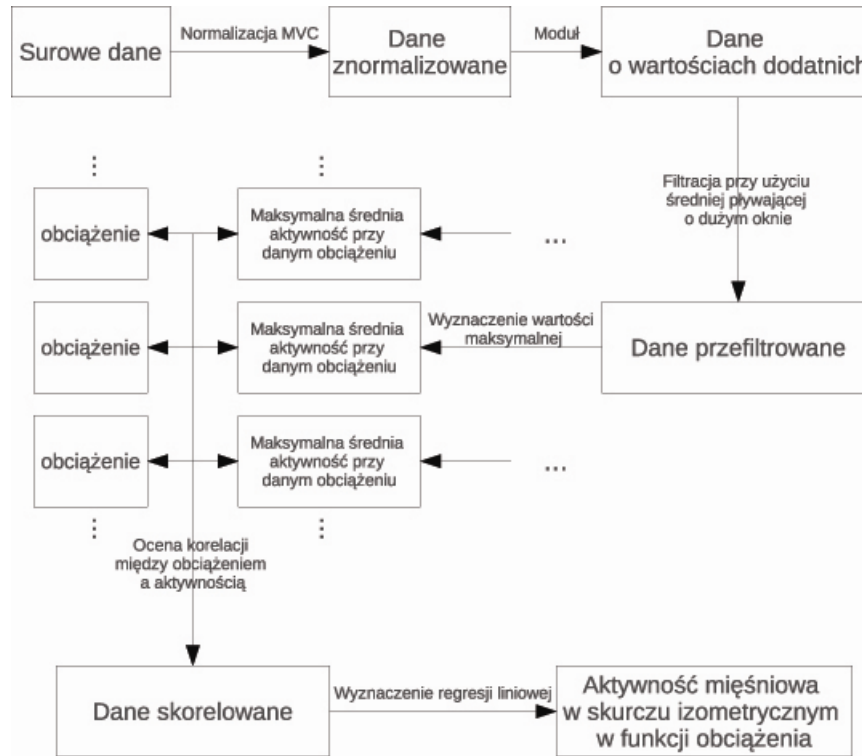
Obciążenie zmieniano w granicach od 0 do 8,05 kg dla mięśnia dwugłowego i od 0 do 5,55 kg dla mięśnia trójgłowego ramienia. Skok, z którym zwiększano obciążenie wynosił 1,25 kg, natomiast obciążenie podstawowe, związane z rękojeścią hantli, wynosiło 1,80 kg. Zbierano pomiar równocześnie z dwóch kanałów przez okres 19 sekund.

## 2.2. Skurcz mięśnia dwugłowego przy stałym obciążeniu ze zmiennym kątem w stawie łokciowym

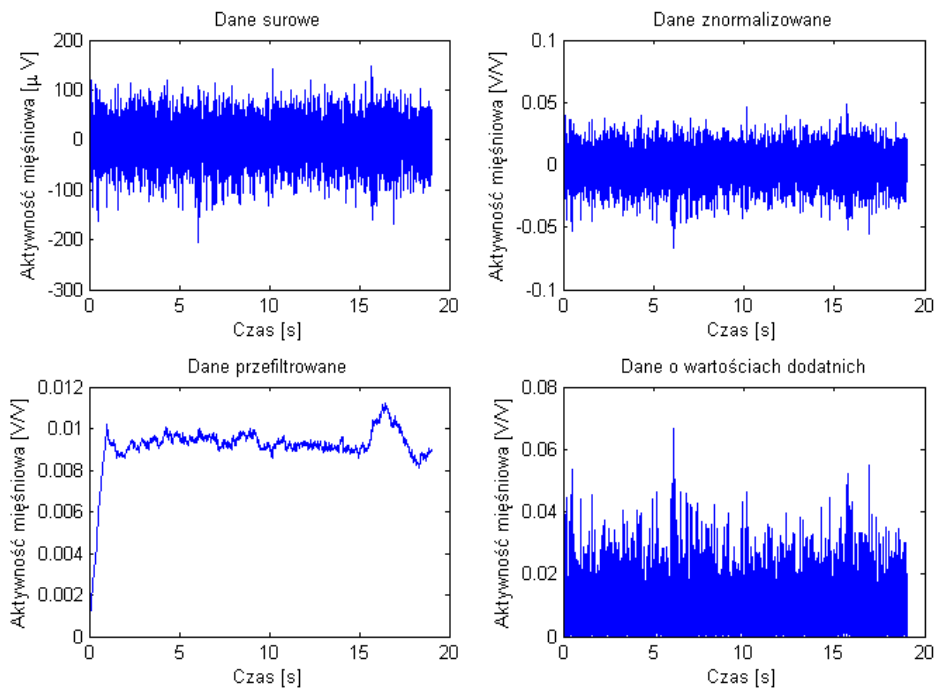
W tej części eksperymentu polecono osobie badanej, aby wykonała pełny od wyprost do pełnego zgięcia w stawie łokciowym (około 120 stopni) przy zachowaniu stałej prędkości. Ruch odbywał się w ciągu 19 sekund.

## 3. WYNIKI

Przed przystąpieniem do określenia korelacji pomiędzy aktywnością mięśniową a siłą mięśniową dokonano odpowiedniej obróbki sygnałów zobrazowanych na schemacie (rysunek 2 i 3).

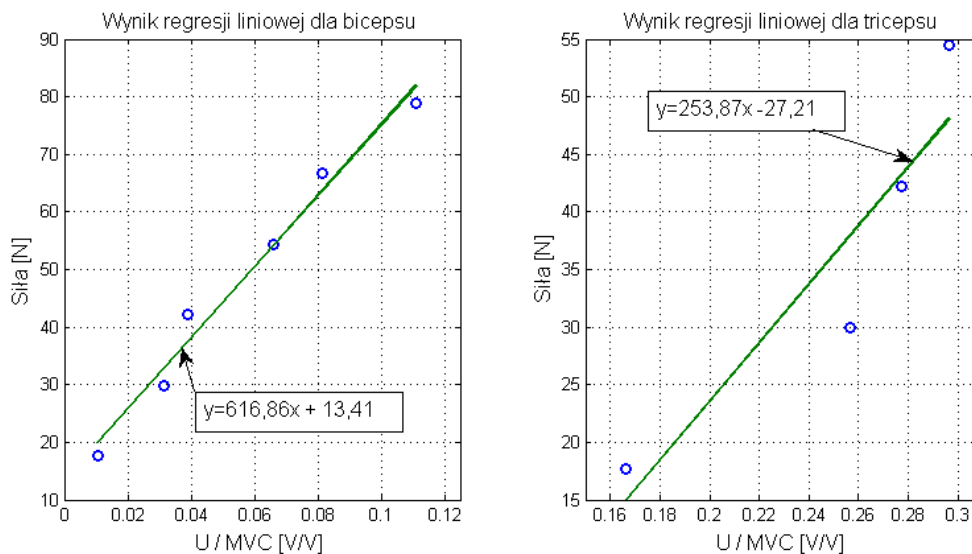


Rys. 2. Schemat postępowania przy obróbce surowych danych EMG



Rys. 3. Obróbka danych pozyskanych z konkretnego elektromiogramu

Po obróbce danych otrzymano poszczególne wartości obciążeń i odpowiadająca im aktywność elektryczna mięśnia (rysunek 4).

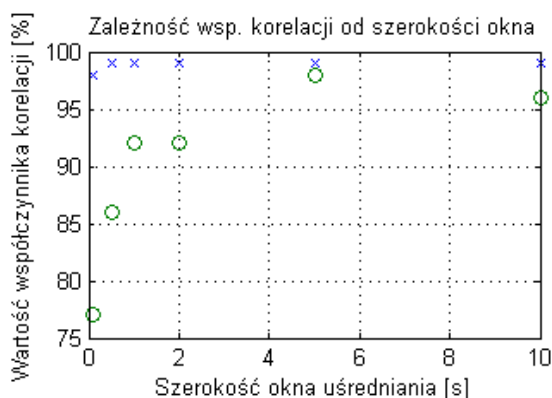


Rys. 4. Liniowa zależność pomiędzy znormalizowaną elektryczną aktywnością mięśniową a obciążeniem otrzymana metodą najmniejszych kwadratów

#### 4. DYSKUSJA

Oczekiwano liniowej korelacji pomiędzy obciążeniem mięśnia a elektryczną aktywnością mięśniową [4] i jednocześnie jej dowiedziono przy pomocy współczynnika korelacji liniowej. Dla okna o szerokości 1 sekundy (1000 próbek dla częstotliwości próbkowania 1 kHz), współczynnik korelacji liniowej wynosił kolejno 99 i 92 % dla mięśnia dwugłowego i trójgłowego. Zaobserwowano zależność pomiędzy współczynnikiem korelacji a szerokością okna filtracyjnego. Jednakże przy dużej zmianie szerokości okna obserwowano pomijalnie małe zmiany we współczynniku korelacji (rysunek 5). Większe zmiany dotyczyły mięśnia trójgłowego, co można wytłumaczyć mniejszą ilością punktów pomiarowych związaną z predyspozycjami fizycznymi osoby badanej.

W konsekwencji, dowiedziono liniową zależność pomiędzy elektryczną aktywnością mięśniową a obciążeniem mięśni na podstawie regresji liniowej (rysunek 4).



Rys. 5. Zależność współczynnika korelacji od długości okna uśredniania sygnału

## 5. WNIOSKI

Wyniki potwierdzające liniową zależność pomiędzy aktywnością związaną z EMG a siłą mięśnia wskazują na zdatność użycia odpowiednio przefiltrowanego sygnału sEMG na cele układów sterowania. Warto wspomnieć, że badania zostały przeprowadzone w warunkach statycznych i na jednej osobie. W celu dogłębniejszego opisu omawianej relacji należy przeprowadzić dalsze badania pod kątem dynamiki, takich jak zależność siły mięśniowej od szybkości skurczu oraz od wydłużenia mięśnia. Dodatkowo należy rozszerzyć grupę kontrolną badania.

## 6. PODZIĘKOWANIA

Chcielibyśmy serdecznie podziękować Pani mgr Magdalenie Smoleń za pomoc merytoryczną oraz za udostępnienie potrzebnego sprzętu. Jesteśmy wdzięczni naszym rodzinom za nieustanne wsparcie moralne podczas całego projektu.

Eksperyment został dofinansowany ze środków projektu nr NN 502 719 440.

## LITERATURA

- [1] Fleuren J.: Assessment of spasticity: from EMG to patients' perception, University of Twente, Enschede, 2009
- [2] Traczyk W. Z.: Fizjologia człowieka w zarysie, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007
- [3] Augustyniak P.: Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, AGH Uczelniane wydawnictwa naukowo-techniczne, Kraków, 2001
- [4] Andrynowska A., Kokoszka M., Klekiel T.: Identyfikacja sygnału EMG jako sygnału sterującego, Inżynieria Biomedyczna, 2010, vol. 16, 2'/2010, str. 68 - 71

## **APPLICATION OF EMG SIGNAL IN CONTROL SYSTEMS**

Summary. The aim of the study was to perform sEMG (superficial electromyography) signal analysis focusing on its applicability for control purposes. Research that aimed at determining the relation between electro-muscular activity and static muscular force was conducted. Algorithm for processing of the obtained data was prepared. Linear dependence of the aforementioned quantities was established, therefore the convenience of usage of sEMG as a control signal was confirmed. However, further research on the dynamics of muscular contraction is necessary.