

Natalia MORAWSKA<sup>1</sup>, Wiktoria WOJNICZ<sup>1</sup>, Michał STAWICKI<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Mechaniki i Mechatroniki, Politechnika Gdańska, Gdańsk

## ZASTOSOWANIE EMG DO ANALIZY WYBRANYCH RUCHÓW KOŃCZYNY GÓRNEJ

**Streszczenie:** Celem badań było przeprowadzenie pomiarów sygnału mioelektrycznego czterech mięśni powierzchniowych lewej kończyny górnej, biorących udział w ruchach zginania-prostowania w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej. Rejestrację elektromiogramów (EMG) odprowadzono z: głowy długiej oraz bocznej mięśnia trójgłowego ramienia, głowy długiej mięśnia dwugłowego ramienia i mięśnia ramiennie-promieniowego. Wykazano, iż metoda może zostać wykorzystana do oceny funkcjonowania wybranych mięśni.

**Słowa kluczowe:** elektromiografia powierzchniowa, sygnał bioelektryczny, mięsień

### 1. WSTĘP

Elektromiografia powierzchniowa to podstawowe badanie elektroneurofizjologiczne, które służy do rejestracji elektrycznych potencjałów mięśni powierzchniowych. Umożliwia ocenę rozległości procesu chorobowego w wielu grupach mięśni powierzchniowych, a także służy do oceny pracy różnych grup mięśni [1].

Celem badania było sprawdzenie możliwości zastosowania elektromiografii powierzchniowej sEMG (ang. *surface electromyography*) do oceny funkcjonowania wybranych mięśni w wybranym ruchu kończyny górnej. Ruch zrealizowano poprzez zginanie kończyny górnej w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej ciała w zakresie 0-160° bez obciążenia zewnętrznego, gdzie 0° jest pozycją maksymalnego wyprostowania, zaś 160° – pozycją maksymalnego zgięcia lewej kończyny górnej w stawie łokciowym.

### 2. METODYKA BADAŃ ORAZ OBRÓBKI SYGNAŁU EMG

Badaniu poddano zdrową osobę płci męskiej w wieku 27 lat o mezomorficznym typie sylwetki, uprawiającą wysiłek fizyczny w umiarkowanym stopniu z częstotliwością 2 – 3 razy w tygodniu. Podczas badania, osoba badana znajdowała się w pozycji siedzącej. Tułów, kończyny dolne oraz prawa kończyna górna były unieruchomione. Przedramię znajdowało się w pozycji neutralnej. Osoba badana wykonywała płaskie ruchy zginania-prostowania w stawie łokciowym, przy jednoczesnym świadomym hamowaniu ruchów obręczy barkowej oraz w stawie ramiennym, stawie nadgarstkowym oraz w stawach ręki.

## 2.1. Charakterystyka sygnału mioelektrycznego

Komórki mięśniowe, jak i inne komórki organizmu człowieka, ulegające pobudzeniu, posiadają spoczynkowy potencjał elektryczny o wartości w przedziale od -70 mV do -80 mV [1]. Wynika to z różnej koncentracji jonów po obu stronach błony komórkowej: mniejszej koncentracji jonów  $K^+$  oraz większej koncentracji  $Na^+$  i  $Cl^-$  na zewnątrz komórki, w porównaniu do jej wnętrza. Różnica ta jest zachowana dzięki aktywności pompy sodowo-potasowej [2].

Wskutek przekroczenia określonego progu stężenia jonów wewnątrz komórki na błonie komórkowej pojawia się potencjał czynnościowy o szybko zmieniającej się wartości w przedziale od -80 mV do +30 mV. Zostaje wtedy wygenerowany krótkotrwały skurcz jednostkowy. Pomimo, iż pojedyncze potencjały czynnościowe włókien mięśniowych są niewielkie, dzięki ich sumowaniu czasowo-przestrzennemu w jednostkach motorycznych MU (ang. *motor unit*) możliwy jest proces makroskopowego skurczu mięśnia [1].

Sygnał mioelektryczny charakteryzuje się amplitudą o bardzo niskiej wartości (0,05 – 10 000)  $\mu V$ , która zależy od ilości jednostek motorycznych, biorących udział w skurczu mięśnia. Częstotliwość sygnału elektromiograficznego na połączeniu nerwowo-mięśniowym waha się w przedziale 3 ÷ 500 Hz [3].

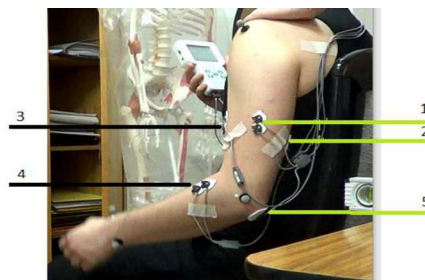
## 2.2. Wykorzystany sprzęt pomiarowy

Ze względu na ilość wybranych mięśni oraz założeniu, iż maksymalna częstotliwość sygnału elektromiograficznego wynosi 500 Hz, do badań wykorzystano 4-kanałowy rejestrator Noraxon MyoTrace 400 o częstotliwości próbkowania 1000 Hz oraz 500-krotnym wzmocnieniu. Do zarejestrowania i przetwarzania sygnału mioelektrycznego wykorzystano oprogramowanie MyoResearch XP. Do rejestracji zostały wykorzystane podwójne elektrody firmy Noraxon (Noraxon Dual EMG Electrode), których odległość środków dwóch okręgów wynosi 20 mm. Badanie analizy ruchu zostało zrealizowane za pomocą systemu Templo Contemplas.

## 2.3. Przygotowanie do badania oraz jego przebieg

Przed przystąpieniem do badań, skórę osoby badanej odpowiednio przygotowano: usunięto wierzchnią warstwę naskórka przy pomocy peelingu mechanicznego oraz oczyszczono 96% alkoholem etylowym.

Podczas przeprowadzania badań zarejestrowano sygnały potencjałów czynnościowych na brzuścach mięśni lewej kończyny górnej: głowy bocznej oraz długiej mięśnia trójgłowego ramienia (1, 2), głowy długiej mięśnia dwugłowego ramienia (3) oraz mięśnia ramiennie-promieniowego (4). Elektrode referencyjną umieszczono na wyrostku łokciowym (5). Umieszczenie elektrod przedstawia rys. 1.

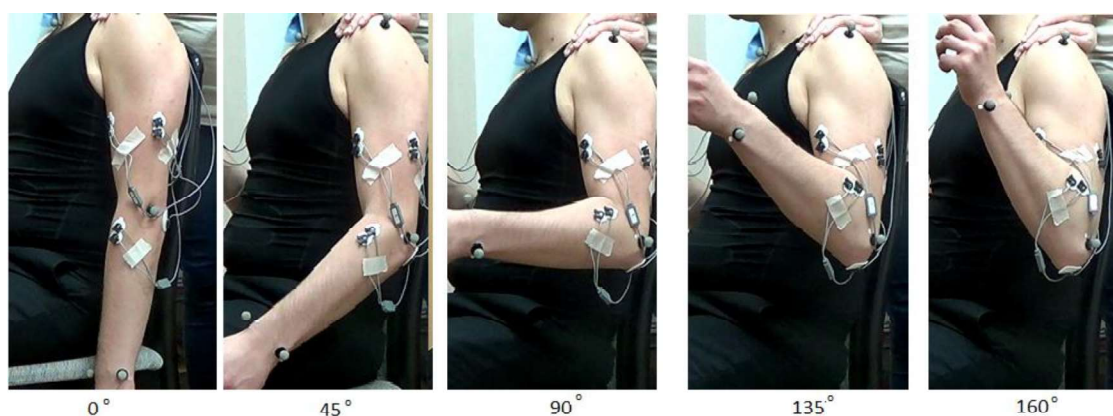


Rys. 1. Rozmieszczenie elektrod rejestrujących sygnał EMG: 1 - głowa boczna mięśnia trójgłowego ramienia, 2 – głowa długa mięśnia trójgłowego ramienia, 3 – głowa długa mięśnia dwugłowego ramienia, 4 – mięsień ramiennie-promieniowy

Zakres badań obejmował przeprowadzenie 3 ćwiczeń w 2 seriach, trwających po 30 s, z zachowaniem 2 min. przerwy pomiędzy seriami. Pierwsze ćwiczenie polegało na pełnej relaksacji mięśni, bowiem drugie na maksymalnym izometrycznym skurczu mięśni. Podczas trzeciego ćwiczenia polecono badanemu wykonanie izokinetycznego ruchu zginania-prostowania kończyny górnej ze średnimi częstotliwościami: 0,26 Hz, 0,56 Hz, 1 Hz w zakresie od pełnego wyprostowania do pełnego zgięcia kończyny górnej w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej.

### 2.3.1. Relaksacja mięśni. Pomiar maksymalnego skurczu dowolnego MVC

Badanie rozpoczęto od pełnej relaksacji mięśni w swobodnej, siedzącej pozycji anatomicznej. Relaksacja mięśnia, z fizjologicznego punktu widzenia, jest to wygaśnięcie potencjału czynnościowego włókien mięśniowych, budujących dany mięsień, powodując ustanie uwalniania jonów wapnia  $Ca^{2+}$ . Następnie zmierzono amplitudy sygnału podczas maksymalnego skurczu dowolnego, które przedstawiono w tabeli 1. Największe wartości dla każdego z mięśni posłużyły w dalszej części badania do normalizacji uzyskanych danych i zostały pogrubione w tabeli 1. Pomiary wykonano dla różnych kątów: 0°, 45°, 90°, 135° oraz 160° (rys. 2).



Rys. 2. Pozycje lewej kończyny górnej, w których zmierzono amplitudę sygnału EMG podczas wykonywania maksymalnego dowolnego skurczu MVC wybranych mięśni

Tabela 1. Największe wartości amplitud sygnału EMG [ $\mu V$ ] podczas maksymalnego skurczu dowolnego w każdym z badanych położenia lewej kończyny górnej

Kąt [°] względem wyprostowania	0	45	90	135	160
Mięsień					
M. trójgłowy ramienia – gł. boczna	64,926	98,258	52,674	<b>612,674</b>	110,117
M. trójgłowy ramienia – gł. długa	154,028	164,520	162,148	206,578	<b>216,614</b>
M. dwugłowy ramienia – gł. długa	36,465	68,016	36,465	113,471	<b>2612,76</b>
M. ramiennie – promieniowy	134,413	<b>282,150</b>	254,992	192,101	182,525

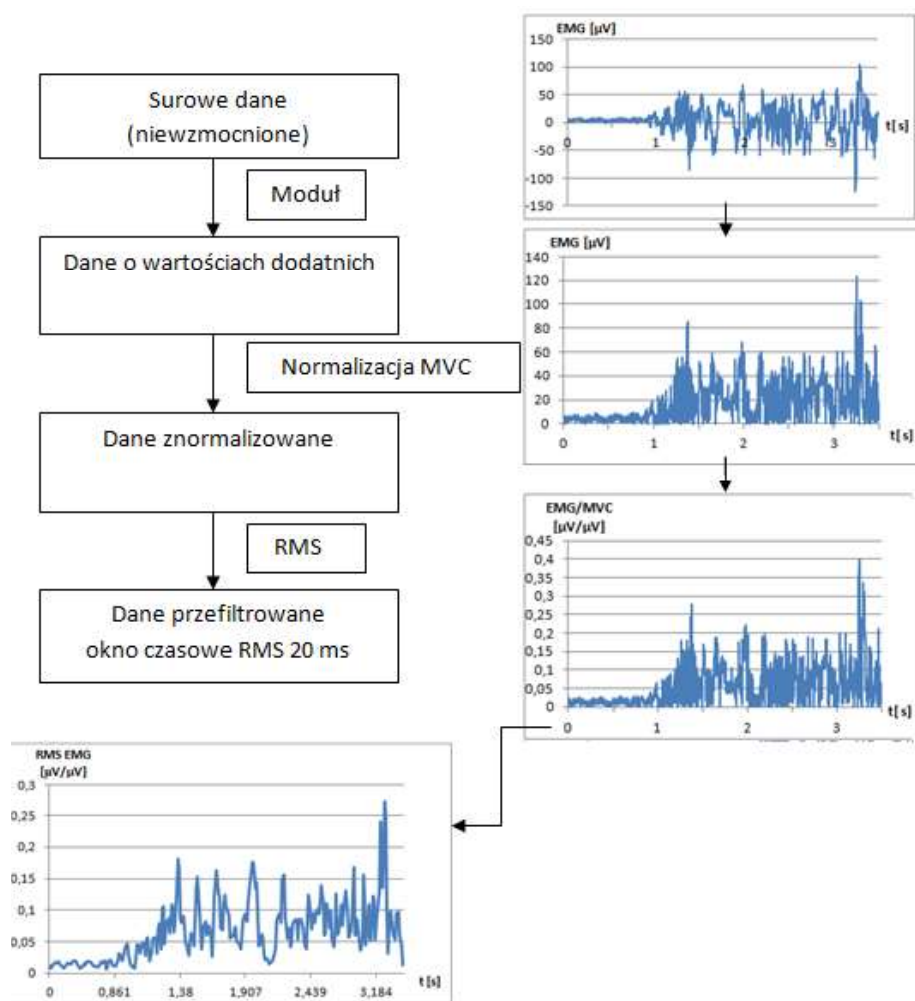
### 2.3.2. Jednostajny ruch lewej kończyny górnej

Tę część eksperymentu również wykonano bez obciążenia zewnętrznego. Średni czas wykonania jednego pełnego cyklu zginania stawu łokciowego wyniósł odpowiednio: 3,87 s w ruchu wolnym, 1,79 s w ruchu o umiarkowanej prędkości oraz 1,00 s w ruchu szybkim. W celu ujednoczenia prędkości wykonywania ruchu zastosowano metronom.

Pomiar zbierano jednocześnie z czterech kanałów przez okres 30 s.

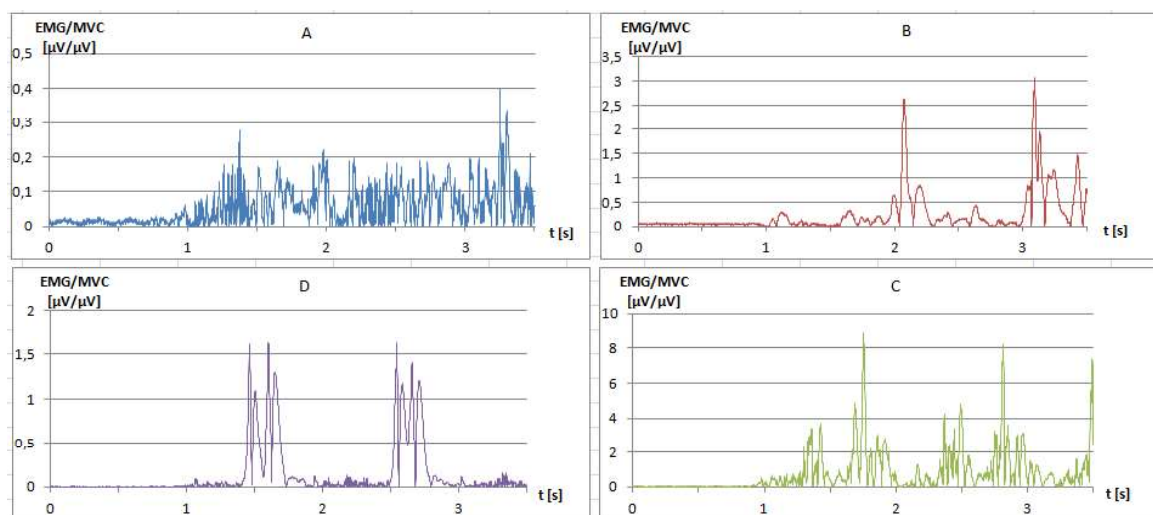
## 3. WYNIKI

W celu oceny funkcjonowania poszczególnych mięśni lewej kończyny górnej oraz sprawdzenia możliwości zastosowania elektromiografii powierzchniowej do analizy ruchu dokonano odpowiedniej obróbki sygnałów, zobrazowanej na schemacie (rys. 3).



Rys. 3. Schemat postępowania podczas obróbki sygnału EMG wraz z uzyskanymi elektromiogramami

Wyniki badań podano w postaci wykresów znormalizowanej aktywności mięśnia w czasie (rys. 4). Pozwalają one ocenić funkcjonowanie mięśni w wykonywaniu omawianego ruchu. Funkcjonowanie jest traktowane jako wzrost potencjału czynnościowego, który świadczy o aktywności mięśnia. Oceny tej pozwala dokonać analiza porównawcza udziału poszczególnych mięśni w wykonywanym ruchu.



**Rys. 4.** Przebiegi przetworzonych sygnałów EMG wybranych mięśni lewej kończyny górnej (podczas wykonywania izokinetycznego ruchu szybkiego (średni czas wykonania pełnego cyklu ruchu: 1 s.):  
**A:** głowa boczna mięśnia trójgłowego ramienia, **B:** głowa długa mięśnia trójgłowego ramienia,  
**C:** głowy długa mięśnia dwugłowego ramienia, **D:** mięsień ramiennie–promieniowy

#### 4. DYSKUSJA

Ze względu na zastosowanie metronomu oczekiwano powtarzalności sygnału elektromiograficznego dla każdego badanego mięśnia między kolejnymi powtórzeniami. Jednak uzyskano przebiegi odmienne. Potwierdza to fakt, iż skurcz jest skutkiem losowego nakładania się potencjałów czynnościowych jednostki motorycznej.

Zaobserwowano związek czasowy pomiędzy funkcjonowaniem mięśni: zginaczy i prostowników. Podczas wykonywanego ruchu aktywność mięśni zwiększała się naprzemiennie w zależności od kąta zginania. Wynika to z wyuczonej motoryki kończyny górnej badanego.

Należy zwrócić uwagę, iż istotnym błędem podczas obróbki danych aktywności mięśniowej może okazać się zastosowanie niewłaściwie dobranego okna czasowego podczas filtracji danych. Wynika to z faktu, iż nieodpowiednie uśrednienie danych zwiększa ryzyko pominięcia istotnego fragmentu elektromiogramu, co może powodować nieprawidłową analizę uzyskanych wyników.

#### 5. WNIOSKI

Ważnym aspektem badań naukowych jest zapewnienie, aby procedura pomiaru była spójna i jednakowa za każdym razem. Uzyskane wyniki potwierdzają możliwość wykorzystania elektromiografii powierzchniowej jako metody oceny funkcjonowania wybranych mięśni powierzchniowych w postaci analizy porównawczej. Jednak należy podkreślić, że w celu dogłębszej analizy oraz określenia odpowiednich kryteriów oceny należy poszerzyć grupę badaną.

Należałoby zwrócić uwagę, iż sposób normalizacji MVC nie jest w pełni miarodajny. Amplituda sygnału w trakcie maksymalnego dowolnego skurczu mięśnia podczas statycznego napięcia zdaje się być nawet kilkukrotnie większa od amplitud sygnału, zarejestrowanych podczas wykonywania szybkiego ruchu kończyną górną. Spowodowane jest to trudnością wykonania maksymalnego skurczu pojedynczego mięśnia. Dlatego istnieje



konieczność przeprowadzania dalszych badań przy użyciu elektromiografii powierzchniowej w celu stworzenia nowego algorytmu postępowania podczas normalizacji wyników.

Ponadto, analiza i dokładne poznanie procesów funkcjonowania mięśni pozwala zwiększyć postępy leczenia i rehabilitacji chorych oraz zapobiegać uszkodzeniom, wynikającym np. ze złej ergonomii stanowiska pracy.

## LITERATURA

- [1] Konrad P.: ABC EMG – praktycznie wprowadzenie dla elektromiografii kinezyologicznej, Noraxon INC. USA, Technomex Sp. z o.o., Gliwice 2007.
- [2] Emeryk-Szajewski B.: Krótka historia powstania i rozwoju elektromiografii i elektroneurografii, [w:] Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. (red): Neurofizjologia kliniczna, t. 1, Medycyna Praktyczna, Kraków 2008, s. 47-54.
- [3] Augustyniak P.: Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Kraków 2001.

## APPLICATION OF EMG FOR THE ANALYSIS OF CHOSEN MOVEMENT OF UPPER LIMB

**Abstract:** The aim of the study was to perform measurements of the sEMG signal for the analysis of the four surface muscles of the left upper limb participating in the flexion-extension movements at the elbow in the sagittal plane. Electromyography signal was measured and registered from the long head and lateral head of the triceps of the arm, the long head of the biceps and muscle brachioradialis. It has been shown that this method can be used to evaluate functioning of selected muscles.